

T. C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI



SINIF II MALOKLÜZYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN ŞEFFAF PLAK
MANDİBULAR İLERLETME APAREYİ İLE TWIN BLOCK APAREYİNİN
3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

DT. MUHTEBER DURMUŞ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi MUSA BULUT

İKİNCİ TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi YASİN HEZENCİ

BOLU, HAZİRAN - 2025

T. C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI



SINIF II MALOKLÜZYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN ŞEFFAF PLAK
MANDİBULAR İLERLETME APAREYİ İLE TWIN BLOCK APAREYİNİN
3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

DT. MUHTEBER DURMUŞ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi MUSA BULUT

İKİNCİ TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi YASİN HEZENCİ

BOLU, HAZİRAN - 2025

Bu çalışma Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje numarası: 2024-TUP-6.12.47-0002)

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Tez Onay Belgesi

Tezin Başlığı : SINIF II MALOKLÜZYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN
ŞEFFAF PLAK MANDİBULAR İLERLETME APAREYİ İLE TWIN
BLOCK APAREYİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Tezin Savunma Tarihi : 19/06/2025

Tezin Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Musa BULUT

Jüri Başkanı : Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Birol ÖZEL

Üye : Doç. Dr. Yasemin Nur KORKMAZ

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Musa BULUT

DEKANLIK ONAYI

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Ali KELEŞ

DEKAN



ÖZET

**SINIF II MALOKLÜZYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN ŞEFFAF
PLAK MANDİBULAR İLERLETME APAREYİ İLE TWIN BLOCK
APAREYİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI
UZMANLIK TEZİ
MUHTEBER DURMUŞ
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**(TEZ DANIŞMANI: DR. ÖĞR. ÜYESİ MUSA BULUT)
(İKİNCİ DANIŞMAN: DR. ÖĞR. ÜYESİ YASİN HEZENCİ)
BOLU, HAZİRAN - 2025
(XVIII + 146)**

Bu çalışmanın amacı Sınıf II maloklüzyona sahip bireylerin fonksiyonel ortodontik tedavisinde kullanılan Twin Blok ve Mandibular İlerletme (Mandibular Advancement) (MA) apareylerinin, maksillomandibular kompleks ve temporomandibular eklem (TME) üzerindeki etkilerinin 3 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi (3D FEM) ile karşılaştırılmasıdır. Her apareyin farklı tasarım ve kuvvet aktarım özelliklerine sahip olması nedeniyle, her biri için ayrı ayrı modelleme yapılmıştır. Bu doğrultuda iki farklı simülasyon modeli oluşturulmuştur. Birinci modelde Twin Blok apareyinin modellemesi yapılmıştır. Bilgisayar destekli modelleme sürecinde elde edilen dental modeller üzerinde, üst çenede ikinci premolar ve birinci molar dişleri; alt çenede ise tüm anterior ve premolar dişleri kapsayacak şekilde, oklüzal yüzeylerle temas eden alan yaklaşık 4–5 mm kalınlığında olacak şekilde üç boyutlu olarak tasarlanmıştır. Literatürde, mandibulanın öne konumlandırılması durumunda temporal kasın posterior liflerinin istirahat pozisyonunda ortalama 12 N'luk bir kuvvet oluşturduğu rapor edilmiştir. Bu bilimsel veriler temel alınarak, bu çalışmada Twin Blok apareyinin mandibulayı ileri konumlandırma etkisi 12 N'luk kuvvet değeriyle simüle edilmiştir. İkinci modelde ise MA apareyi kullanılmıştır. MA apareyi ise, tüm dişleri kapsayacak ve ortalama 0.75 mm kalınlıkta olacak biçimde ANSYS SpaceClaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımı kullanılarak üç boyutlu olarak modellenmiştir. Mandibulanın öne konumlandırılması durumunda temporal kasın posterior liflerinin istirahat pozisyonunda ortalama 12 N'luk bir kuvvet oluşturduğu için bu apareyde de kuvvet 12 N alınmıştır. Simülasyon sonuçları, Twin Blok apareyinin dişlerde daha fazla yer değiştirme ile sonuçlandığını ve alt keser dişleri daha fazla procline ettiğini göstermektedir. Her iki apareyde de maksillada dişlerin distalizasyonu ve mandibulada dişlerin mesializasyonu gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra, Twin Blok simülasyonunda kondil ve diskte oluşan stres miktarı, MA apareyine kıyasla daha yüksek seviyelere ulaşmıştır. Maksilla ve mandibular kemik noktalarındaki yer değiştirme miktarı, Twin Blok simülasyonunda daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre Twin Blok apareyinin dental ve iskeletsel etkisi, MA apareyine göre daha fazla gözlemlenmiştir.

ANAHTAR KELİMELEER: Twin Block, MA, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

**COMPARISON OF CLEAR ALIGNER MANDIBULAR
ADVANCEMENT APPLIANCE AND TWIN BLOCK APPLIANCE USED
IN THE TREATMENT OF CLASS II MALOCCLUSION USING 3D
FINITE ELEMENT METHOD
SPECIALITY THESIS IN ORTHODONTICS
MUHTEBER DURMUŞ
BOLU ABANT IZZET BAYSAL UNIVERSITY
DEPARTMENT OF ORTHODONTICS**

**(SUPERVISOR: ASSIST. PROF. DR. MUSA BULUT)
(CO-SUPERVISOR: ASSIST. PROF. DR. YASIN HEZENCI)
BOLU, JUNE 2025
(XVIII + 146)**

The aim of this study is to compare the effects of the Twin Block and Mandibular Advancement (MA) appliances, which are used in the functional orthodontic treatment of individuals with Class II malocclusion, on the maxillomandibular complex and temporomandibular joint (TMJ) using the three-dimensional finite element method (3D FEM). Due to the different design and force transmission characteristics of each appliance, separate modeling was performed for each. In this context, two different simulation models were created. In the first model, the Twin Block appliance was modeled. On the dental models obtained during the computer-aided modeling process, in the maxilla, the second premolar and first molar teeth; and in the mandible, including all anterior and premolar teeth, the area contacting the occlusal surfaces was designed in three dimensions with a thickness of approximately 4–5 mm. In the literature, it has been reported that the posterior fibers of the temporalis muscle generate an average force of 12 N in the resting position when the mandible is positioned forward. Based on this scientific data, in this study, the mandibular advancement effect of the Twin Block appliance was simulated with a force value of 12 N. In the second model, the MA appliance was used. The MA appliance was modeled in three dimensions using ANSYS SpaceClaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, USA) to cover all teeth and with an average thickness of 0.75 mm. Since the posterior fibers of the temporalis muscle generate an average force of 12 N in the resting position when the mandible is positioned forward, the force was also taken as 12 N for this appliance. The simulation results showed that the Twin Block appliance resulted in more displacement of the teeth and greater proclination of the lower incisors. In both appliances, distalization of the teeth in the maxilla and mesialization of the teeth in the mandible were observed. In addition, the amount of stress generated in the condyle and disc in the Twin Block simulation reached higher levels compared to the MA appliance. The amount of displacement at maxillary and mandibular bone points was found to be higher in the Twin Block simulation. According to the findings obtained in our study, the dental and skeletal effects of the Twin Block appliance were observed to be greater compared to the MA appliance.

KEYWORDS: Twin Block, MA, 3D FEM

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL VE ONAY SAYFASI	iii
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
TABLO LİSTESİ	xixiv
FOTOĞRAF LİSTESİ.....	xxv
KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ.....	xxvi
TEŞEKKÜR.....	xxvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 Sınıf II Maloklüzyonların Tanımı.....	5
2.2 Sınıf II Maloklüzyonların Prevalansı ve Etiyolojisi.....	6
2.3 Sınıf II Maloklüzyonların Tedavi Seçenekleri.....	8
2.3.1 Fonksiyonel Tedavi	10
2.3.1.1 Tanımı ve Tarihçesi	10
2.3.1.2 Etki Mekanizması	10
2.3.1.3 Zamanlaması	11
2.4 Fonsiyonel apareyler	13
2.4.1 Sabit Fonksiyonel Apareyler	13
2.4.1.1 Herbst Apareyi	14
2.4.2 Hareketli Fonksiyonel Apareyler.....	15
2.4.2.1 Twin Blok	16
2.5 Şeffaf Plaklar	21
2.5.1 Şeffaf Plakların Tarihçesi.....	21
2.6 MA Apareyi.....	23
2.6.1 MA Apareyinin Aşamaları	24
2.7 Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	26
2.7.1 Kırılgan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi	26
2.7.2 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	27
2.7.3 Gerinim Ölçer ile Kuvvet Analizi.....	27
2.7.4 Holografik İnterferometri Yöntemi.....	27
2.7.5 Termografik Kuvvet Analizi	28
2.7.6 Radyoteleometri	28
2.7.7 Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Metot/FEM).....	28
2.7.7.1 Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İlgili Temel Kavramlar	29
2.7.7.2 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Prensibi	35

2.7.7.3 Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi Avantajları ve Dezavantajları	39
2.8 Hipotez	40
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	41
3.1 Geometrik Modellerin Oluşturulması	41
3.2 Kortikal Kemikler, Trabeküler Kemikler ve Süturların Modellenmesi ..	42
3.3 Dişler, Periodontal Ligament ve Temporomandibular Eklem (Temporal Kartilaj, Kondiler Kartilaj, Disk ve Kapsül) Modellenmesi	45
3.4 MA ve Twin Blok Apareylerinin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	47
3.5 Çalışma Modelleri	48
3.6 Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	49
3.7 Kantitatif Model Bilgileri	50
3.8 Malzeme Tanımları	50
3.9 Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu.....	51
3.10 Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	51
4. BULGULAR	55
4.1 Yer Değiştirme Bulguları.....	56
4.1.1 Twin Blok Simülasyonunda Maksiller Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları.....	56
4.1.2 Twin Blok Simülasyonunda Mandibular Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları.....	60
4.1.3 MA Simülasyonunda Maksiller Dişler Yer Değiştirme Bulguları....	63
4.1.4 MA Simülasyonunda Mandibular Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları.....	67
4.1.5 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Temporomandibular Disk Yer Değiştirme Bulguları	70
4.1.6 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Kraniofasial Kemikler Noktalarında Yer Değiştirme Bulguları	72
4.2 Von Mises Stres Değeri Bulguları.....	77
4.2.1 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Üst Dişlerde Oluşan Von Mises Stres Değeri Bulguları	77
4.2.2 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Alt Dişlerde Oluşan Von Mises Stres Değeri Bulguları	80
4.2.3 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Maksilla ve Mandibular Kemikte Oluşan Von Mises Stres Değeri Bulguları	82
4.2.4 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Temporomandibular Eklem Disk, Kondil ve Koronoid Yapılarında Oluşan Von Mises Stres Değeri Bulguları.....	87
4.3 Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	92
4.3.1 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Maksiller ve Mandibular Kemikte Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanları	92
4.3.2 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Temporomandibular Disk ve Kondiler Kemikte Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanları	97
5. TARTIŞMA	101
5.1 Amacın Tartışılması	101
5.2 Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	104
5.3 Bulguların Tartışılması	109
5.3.1 Yer değiştirme Bulgularının Tartışması	109
5.3.2 Von Mises Gerilme Bulgularının Tartışması	117

5.3.3 Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Bulgularının Tartışması ..	124
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	131
7. KAYNAKLAR.....	132



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3.1. Çalışma modeli oluşturulurken yararlanılan tomografik veri kesitleri	42
Şekil 3.2. Kafatası kemik ve sütür yapısının modellenmesi	43
Şekil 3.3. Maksilla kortikal kemiğin modellenmesi	43
Şekil 3.4. Mandibula kortikal kemiğin modellenmesi	44
Şekil 3.5. Maksilla trabeküler kemiğin modellenmesi	44
Şekil 3.6. Mandibula trabeküler kemiğin modellenmesi	44
Şekil 3.7. Maksiller dişlerin modellenmesi	45
Şekil 3.8. Mandibular dişlerin modellenmesi	46
Şekil 3.9. A) Üst dişlerin periodontal ligamentlerinin modellenmesi B) Alt dişlerin periodontal ligamentlerinin modellenmesi	46
Şekil 3.10. Temporomandibular eklemnin modellenmesi	46
Şekil 3.11. A) Üst çene için MA apareyi modellenmesi B) Alt çene için MA apareyi modellenmesi	47
Şekil 3.12. A) Üst çene için Twin Blok apareyi modellenmesi B) Alt çene için apareyi modellenmesi Twin Blok apareyi modellenmesi	48
Şekil 3.13. Twin Blok apareyi çalışma modeli	49
Şekil 3.14. MA apareyi çalışma modeli	49
Şekil 3.15. Matematiksel modellerin elde edilmesi	50
Şekil 3.16. MA apareyi yükleme senaryosu	52
Şekil 3.17. Twin Blok apareyi yükleme senaryosu	53
Şekil 3.18. Sınır Koşulları (x)	53
Şekil 3.19. Sınır Koşulları (xyz)	54
Şekil 4.1. Twin Blok simülasyonunda maksiller dişlerde x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı	57
Şekil 4.2. Twin Blok simülasyonunda maksiller dişlerde y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı	57
Şekil 4.3. Twin Blok simülasyonunda maksiller dişlerde z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı	58
Şekil 4.4. Twin Blok simülasyonunda maksiller dişlerde magnitude yer değiştirme miktarı	58
Şekil 4.5. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı	60
Şekil 4.6. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı	61
Şekil 4.7. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı	61
Şekil 4.8. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde magnitude yer değiştirme miktarı	62
Şekil 4.9. MA simülasyonunda maksiller dişlerde x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı	64
Şekil 4.10. MA simülasyonunda maksiller dişlerde y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı	64
Şekil 4.11. MA simülasyonunda maksiller dişlerde z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı	65

Şekil 4.12. MA simülasyonunda maksiller dişlerde magnitide yer değiştirme miktarı	65
Şekil 4.13. MA simülasyonunda mandibular dişlerde x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı.....	67
Şekil 4.14. MA simülasyonunda mandibular dişlerde y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı.....	68
Şekil 4.15. MA simülasyonunda mandibular dişlerde z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı.....	68
Şekil 4.16. MA simülasyonunda mandibular dişlerde magnitide yer değiştirme miktarı	69
Şekil 4.17. A) Twin Blok simülasyonunda disk yapısının x ekseninde yer değiştirmesi B) Twin Blok simülasyonunda disk yapısının y ekseninde yer değiştirmesi C) Twin Blok simülasyonunda disk yapısının z ekseninde yer değiştirmesi D) Twin Blok simülasyonunda disk yapısının magnitide yer değiştirmesi.....	71
Şekil 4.18. A) MA simülasyonunda disk yapısının x ekseninde yer değiştirmesi B) MA simülasyonunda disk yapısının y ekseninde yer değiştirmesi C) MA simülasyonunda disk yapısının z ekseninde yer değiştirmesi D) MA simülasyonunda disk yapısının magnitide yer değiştirmesi.....	71
Şekil 4.19. Twin Blok simülasyonunda kraniofasiyal noktaların x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı.....	73
Şekil 4.20. Twin Blok simülasyonunda kraniofasiyal noktaların y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı.....	73
Şekil 4.21. Twin Blok simülasyonunda kraniofasiyal noktaların z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı.....	74
Şekil 4.22. Twin Blok simülasyonunda kraniofasiyal noktaların magnitide yer değiştirme miktarı.....	74
Şekil 4.23. MA simülasyonunda kraniofasiyal noktaların x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı.....	75
Şekil 4.24. MA simülasyonunda kraniofasiyal noktaların y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı.....	75
Şekil 4.25. MA simülasyonunda kraniofasiyal noktaların z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı.....	76
Şekil 4.26. MA simülasyonunda kraniofasiyal noktaların magnitide yer değiştirme miktarı	76
Şekil 4.27. Twin Blok simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri	78
Şekil 4.28. MA simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri.....	78
Şekil 4.29. Twin Blok simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri	80
Şekil 4.30. MA simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri.....	81
Şekil 4.31. Twin Blok simülasyonunda maksiller kortikal kemikte Von Mises stres değerleri	83
Şekil 4.32. Twin Blok simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte Von Mises stres değerleri	83
Şekil 4.33. Twin Blok simülasyonunda Mandibular kortikal kemikte Von Mises stres değeri	84
Şekil 4.34. Twin Blok simülasyonunda Mandibular spongiöz kemikte Von Mises stres değeri	84

Şekil 4.35. MA simülasyonunda maksiller kortikal kemikte Von Mises stres değeri	85
Şekil 4.36. MA simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte Von Mises stres değeri.....	85
Şekil 4.37. MA simülasyonunda mandibular kortikal kemikte Von Mises stres değeri.....	86
Şekil 4.38. MA simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte Von Mises stres değeri.....	86
Şekil 4.39. Twin Blok simülasyonunda kondildeki Von Mises stres değerleri	88
Şekil 4.40. Twin Blok simülasyonunda kondildeki Von Mises stres değerleri	88
Şekil 4.41. Twin Blok simülasyonunda koronoid kemikteki Von Mises stres değerleri	89
Şekil 4.42. A) Twin Blok simülasyonunda disk üst bölgesinin Von Mises stres değeri B) Twin Blok simülasyonunda disk alt bölgesinin Von Mises stres değeri	89
Şekil 4.43. MA simülasyonunda kondildeki Von Mises stres değerleri.....	90
Şekil 4.44. MA simülasyonunda kondildeki Von Mises stres değerleri.....	90
Şekil 4.45. MA simülasyonunda koronoid kemikteki Von Mises stres değerleri	91
Şekil 4.46. A) MA simülasyonunda disk üst bölgesinin Von Mises stres değeri B) Twin Blok simülasyonunda disk alt bölgesinin Von Mises stres değeri	91
Şekil 4.47. A) Twin Blok simülasyonunda maksiller kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte maksimum asal gerilme değerleri	92
Şekil 4.48. A) Twin Blok mandibular kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte maksimum asal gerilme değerleri	93
Şekil 4.49. A) Twin Blok simülasyonunda maksiller kortikal kemikte minimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte minimum asal gerilme değerleri.....	93
Şekil 4.50. A) Twin Blok simülasyonunda mandibular kortikal kemikte minimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte minimum asal gerilme değerleri.....	94
Şekil 4.51. A) MA simülasyonunda maksiller kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte maksimum asal gerilme değerleri	94
Şekil 4.52. A) MA simülasyonunda mandibular kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte maksimum asal gerilme değerleri.....	95
Şekil 4.53. A) MA simülasyonunda maksiller kortikal kemikte minimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte minimum asal gerilme değerleri	95
Şekil 4.54. A) MA simülasyonunda mandibular kortikal kemikte minimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte minimum asal gerilme değerleri.....	96
Şekil 4.55. A) Twin Blok simülasyonunda kondiler kemikte maksimum asal gerilme değerleri B)Twin Blok simülasyonunda kondiler kemikte minimum asal gerilme değerleri	97

Şekil 4.56. A) Twin Blok simülasyonunda kondiler kemik noktalarında maksimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda kondiler kemik noktalarında minimum asal gerilme değerleri	97
Şekil 4.57. A) Twin Blok simülasyonunda disk üst bölgesinde maksimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda disk üst bölgesinde minimum asal gerilme değerleri	98
Şekil 4.58. A) Twin Blok simülasyonunda disk alt bölgesinde maksimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda disk alt bölgesinde minimum asal gerilme değerleri	98
Şekil 4.59. A) MA simülasyonunda kondiler kemikte maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda kondiler kemikte minimum asal gerilme değerleri	99
Şekil 4.60. A) MA simülasyonunda kondiler kemik noktalarında maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda kondiler kemik noktalarında minimum asal gerilme değerleri	99
Şekil 4.61. A) MA simülasyonunda disk üst bölgesinde maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda disk üst bölgesinde minimum asal gerilme değerleri	100
Şekil 4.62. A) MA simülasyonunda disk alt bölgesinde maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda disk alt bölgesinde minimum asal gerilme değerleri	100

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1. Çalışma Modelleri	48
Tablo 3.2. Kuantitatif model bilgileri.....	50
Tablo 3.3. Araştırmada kullanılan çalışma modelleri ve parametreleri	50
Tablo 3.3. (devam). Araştırmada kullanılan çalışma modelleri ve parametreleri	51
Tablo 4.1. Twin Blok simülasyonunda üst çene dişlerinde 3 yönde oluşan ve magnitude yer değiştirme miktarı	59
Tablo 4.2. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde magnitude yer değiştirme miktarı.....	62
Tablo 4.2. (devam). Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde magnitude yer değiştirme miktarı.....	63
Tablo 4.3. MA simülasyonunda üst çene dişlerinde 3 yönde oluşan ve magnitude yer değiştirme miktarı.....	66
Tablo 4.4. MA simülasyonunda alt çene dişlerinde 3 yönde oluşan ve magnitude yer değiştirme miktarı.....	69
Tablo 4.4. (devam). MA simülasyonunda alt çene dişlerinde 3 yönde oluşan ve magnitude yer değiştirme miktarı	70
Tablo 4.5. Twin Blok ve MA simülasyonunda disk yapısında x, y ve z eksenlerine göre ve magnitude yer değiştirme miktarı	72
Tablo 4.6. Twin Blok ve MA simülasyonunda kraniofasiyal kemik noktalarında x, y ve z eksenlerine göre ve magnitude yer değiştirme miktarı	77
Tablo 4.7. Twin Blok ve MA simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri	79
Tablo 4.8. Twin Blok ve MA simülasyonunda mandibular dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri	81
Tablo 4.8. (devam). Twin Blok ve MA simülasyonunda mandibular dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri.....	82
Tablo 4.9. Twin Blok ve MA apareylerinde maksilla ve mandibular kemik Von Mises stress değerleri.....	87
Tablo 4.10. Kondil, koronoid ve disk yapılarında Von Mises stress değerleri	91
Tablo 4.11. Maksilla ve mandibular kemiklerde minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	96
Tablo 4.12. Kondil ve disk yapılarının minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	100

FOTOĞRAF LİSTESİ

Sayfa

Fotoğraf 2.1. Twin Blok apareyi	18
Fotoğraf 2.2. MA apareyi	24



KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

%: Yüzde

3D: 3 boyut

ark.: Arkadaşları

CAD: Computer Aided Design

CBCT: Cone Beam Computed Tomography

CT: Computed Tomography

CVM: Cervical Vertebral Maturation

FEM : Finite Element Method

Gb: Gigabayt

Ghz: Gigahertz

MA: Mandibular Advancement

Mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

MRI: Magnetic Resonance Imaging

N: Newton

PDL: Periodontal Ligament

Pmax: Tensile Stres

Pmin: Kompresyon Stres

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

Stl: Stereolithography

TB: Twin Blok

TME: Temporomandibular Eklem

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana daima yol gösteren, benden desteğini, ilgisini, bilgi ve birikimlerini esirgemeyen, mesleği öğrenme sürecimde pratik düşünmemi sağlayan, tüm içtenliğiyle dinleyen, sağduyulu ve güzel bakış açısıyla başka yönlerden de bakmamı sağlayan, her zaman iyiliklerle dolu ve sevecen olan, öğrencisi olmaktan büyük bir onur duyduğum değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Yasin Hezenci'ye,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana iyilikler sunan, mesleğimi öğrenme sürecinde her alanda destek olan, çok hevesli olduğum ortognatik cerrahi tedavisi alanında bana yön veren ve sabırla öğreten, birlikte güzel ortognatik cerrahi vakaları yaptığımız, mesleki becerisini örnek aldığım ve bir o kadar da mütevazî olan, güler yüzü ve tüm içtenliğiyle bana hocalık yapan öğrencisi olmaktan büyük bir onur duyduğum değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Musa Bulut'a

Uzmanlık eğitimim boyunca öğrencisi olmaktan büyük bir mutluluk ve onur duyduğum, engin bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, her zaman anlayışlı ve pozitif yaklaşımıyla destek olan, yalnızca klinik deneyimle yetinmeyip her alanda tatlılıkla yol gösteren, mesleki becerisi ile bana ışık tutan değerli hocam Sayın Doç. Dr. Yasemin Nur Korkmaz'a,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte klinik deneyim yaşama fırsatı bulduğum, her zaman tecrübelerini bizimle paylaşan, yapıcı ve yol gösterici tutumları ile destek olan Sayın Doç. Dr. Semiha Arslan'a,

Bugünkü beni inşa etmemde en büyük rolü olan, bütün başarılarımın sebebi, bana asıl başarımın iyi ve güzel insan olabilmekten geçtiğini öğreten, geniş vizyonu ile beni büyüleyen ve eğiten, şefkati ve merhameti göstererek tanıtan, çocukken ödevlerimi yaptıran, her daim yanımda olan, karşılıksız teriminin ne olduğunu öğreten, kelimelerle anlatmakta zorlandığım kendi gibi güzel kalpli dünyanın en güçlü, en fedakâr, en zeki annesi canım annem Aysel Durmuş'a,

Yaşamımın her anında bana şefkatle yaklaşan, her zaman yardımcı olan, sınırsız sevgiyle kucaklayan, zorlu durumlarda beni yüreklendiren, geniş vizyonu ile uzmanlık sürecim dahil beni her daim güzelliklere yönlendiren, güzel yürekli, sevecen, canım babam İsa Durmuş'a,

Varlığıyla bana güç ve umut veren, her zaman elimden tutan, kendi gibi parlak zekası ile bana yön veren, güzel çocukluğumun mimarı canım ablam Gülşah Sağlam'a,

Oyun arkadaşım, hayatımı çok daha güzel kılan, her şeyiyle eşsiz olan canım kardeşim Oğuzhan Durmuş'a,

Bir abi gibi hep arkamda duran, her zaman yüksek becerisiyle yardımcı olan canım abim Bedri Sağlam'a,

Beni hala güzel bir dünyada neşe ve o güzel saflıkla tutabilen canım yeğenim Duru Sağlam'a

En içten ve güzel duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.



1. GİRİŞ

Sınıf II maloklüzyon popülasyonun yaklaşık %33'ünde görülen en yaygın ortodontik problemlerden biridir (Cozza et al., 2006). Dental veya iskeletsel maloklüzyona sahip vakalar ya da bu iki maloklüzyonun birlikte olduğu vakalar vardır (Baccetti et al., 2009). Üst çenenin fazla ileride olması, alt çenenin geride kalması ya da her ikisinin bir arada bulunmasıyla görülen bu maloklüzyonun %60'ının alt çene geriliğinden kaynaklandığı bildirilmiştir. Sınıf II maloklüzyonlar, sorunlu çeneye bağlı olarak farklı tedavi yöntemleriyle ele alınabilir (McNamara Jr, 1981). En tutarlı tanısal bulguya sahip vakalar mandibulanın iskeletsel olarak retrüviz olduğu vakalardır (Cozza et al., 2006). Tedavi yöntemleri, klinisyenin bilgi ve tecrübesine, vakanın şiddetine ve hastanın uyumuna göre değişmektedir (Bishara et al., 1997; Janson et al., 2010).

İskeletsel Sınıf II maloklüzyonun tedavisinde olası üç seçenek vardır; (Proffit et al., 1990)

1-) Mandibulanın maksillaya göre daha fazla büyümesi sağlanarak çeneler arasındaki uyumsuzluğun azaltılması ya da tümüyle giderilmesi için büyümenin yönlendirilmesidir.

2-) Çeneler arasındaki uyumsuzluğu kompanse etmek için dişsel etki ile yani üst kesici dişlerin retroklinasyonu veya alt kesici dişlerin proklinasyonu ile iskeletsel problemin çözülmediği, kamufle tedavisidir.

3-) Sınıf II maloklüzyonun şiddetli mandibular yetmezlik sonucu ortaya çıktığı durumlarda hemen her zaman mandibulayı ilerletmeyi içeren çenelerin cerrahi işlem ile yeniden konumlandırılmasıdır.

Fonksiyonel ortopedik tedavi, çenelerin yanlış konumları ve yapısal bozukluklarının tedavisinde, gerekli dokusal değişimlerin fonksiyonel uyarılar yoluyla gerçekleştirilmesini sağlar. Bu tedavi türünde, çiğneme, dil, dudak ve yanak kaslarının fonksiyonları ve tonus değişimleri, kemikte titreşimlere yol açarak hücresel aktiviteyi artırır ve kemik yapımını hızlandırır. Kasların hareketsizliği ise kemik yapımını yavaşlatır. İstenilen dokusal değişiklikler, fonksiyonel apareyler aracılığıyla kas uyarımları iletilerek sağlanır (Baumrind et al., 1983).

Fonksiyonel apareyler, Sınıf II maloklüzyonlarda mandibulayı öne konumlandırarak, mandibulanın doğru pozisyona gelmesini hedefler (Franchi & Baccetti, 2006; Moore et al., 1989). Bu apareyler, mandibula pozisyonu ve

fonksiyonunu etkileyen farklı kas gruplarının aktivitelerini değiştirerek, kuvveti dişlere ve bazal kemik yapısına aktarır. Kasların uyguladığı bu kuvvetler, mandibulanın sagittal ve vertikal yöndeki pozisyonlarını değiştirerek, ortopedik ve ortodontik düzeltmelere yol açar (Bishara & Ziaja, 1989).

Araştırmacılar, hastaya sağlanan yeni bir alt çene konumunun, kas ve iskelet yapısının adaptasyon sürecini destekleyeceğini belirtmişlerdir (Ülgen, 2000). Birçok farklı tasarıma sahip fonksiyonel aparey, hareketli ve sabit olmak üzere çeşitli türlerde mevcuttur (Graber, 1997). Günümüzde Sınıf II maloklüzyonun düzeltilmesi için kullanılan hareketli apareylere örnek olarak Bionatör, Frankel ve Monoblok apareyleri verilebilir. Twin Blok ve Şeffaf Plak Mandibular İlerletme apareyleri (Mandibular Advancement) (MA) de bu apareylerden biridir.

1977 yılında iki parçadan oluşacak şekilde tasarlanmış olup, Schwarz'ın çift plak apareyi ve splint tipi aktivatörlere benzer bir yapıya sahip olan Twin Blok apareyi uzun yıllardır ortodontik tedavi gören hastalarda kullanılmaktadır (Clark, 1982).

Twin Blok apareyinin iki parçalı yapısının sağladığı pek çok avantaj bulunmaktadır. Oklüzal eğik düzlemler, ön ve yan hareketlerde daha fazla hareket serbestliği sunar ve normal fonksiyonla daha az çakışır. Twin Blok kullanılmaya başlandığında, hasta profilinde belirgin bir iyileşme görülür ve dudak, yanak veya dil yastıklarının bulunmaması, normal fonksiyonun kesintisiz sürmesini sağlar (Baysal & Uysal, 2014).

Twin Blok apareyinde oklüzal eğik düzlemler, mandibulayı aşağıya ve öne doğru hareket ettirir. Hasta aparey ağzında olduğu sürece, çenesini geri alıp kapatamaz çünkü eğik düzlemler, mandibulayı önde zorla kapatacak şekilde tasarlanmıştır. Bu fonksiyonel etki, mandibulayı öne zorlayarak oklüzal ısırma bloklarının kilitlemesine neden olur ve bu da maloklüzyonun düzelmesi için dişler üzerindeki oklüzal kuvvetlerin dağılımını değiştirir. Eğik düzlemler dişler arasına yerleştirildiğinde, kas davranışları da buna göre değişir. Çiğneme kasları, mandibulayı öne yönlendirerek, oklüzal kuvvetlerin yeni dengesine uyum sağlamak zorunda kalır. Sonuç olarak, bu rehberlik, kasların yeni bir denge konumu bulabilmesi için hızlı bir yumuşak doku adaptasyonu ile gerçekleşir (Clark & Clark, 2014).

Antonarakis ve Kiliaridis'in yaptığı çalışmada, Twin Blok apareyinin kontrol grubu ile karşılaştırılması sonucunda, SNA açısında 1,03° bir azalma, SNB

açısında ise 1,53° bir artış gözlemlenmiş ve ANB açısında 2,61° bir azalma rapor edilmiştir. Ayrıca bu çalışmada, overjetin 6,45 mm azaldığı belirtilmiştir. Çalışma, sagittal yönde Twin Blok apareyinin çeneler arası ilişkileri özellikle mandibulaya etki ederek düzelttiğini, aynı zamanda maksillada da etkili olduğunu ortaya koymuştur (Antonarakis & Kiliaridis, 2007).

Geleneksel bir ortodontik tedavi yöntemi olan Twin Blok apareyinin tedavi etkinliği üzerinde çok fazla çalışma yürütülmüştür. Hareketli fonksiyonel apareylerin büyük boyutları ve ağız içinde sabit durmasının zor olması, hastaların bu apareylere uyum sağlamasını güçleştirebilir. Ayrıca, hastanın kooperasyon eksikliği durumunda tedavi başarısı elde edilemeyebilir (Ahlgren & Laurin, 1976; Malmgren & Ömblus, 1985). Bununla birlikte son yıllarda, ortodontik tedavi almak isteyen bireylerin istekleri doğrultusunda, geleneksel tedavi seçeneklerine kıyasla daha estetik ve konforlu olan şeffaf plak tedavilerine olan talep giderek artmıştır (Rossini et al., 2015).

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte, şeffaf plaklar aracılığıyla ortodontik tedavi, hastaların hem estetik hem de konfor beklentilerini karşılamakta, aynı zamanda hekimler için de başarılı tedavi sonuçları elde etmeyi mümkün kılmaktadır (Weir, 2017). Bunun gibi sebepler ile MA apareylerine olan yönelim hem hasta hem hekimler tarafından artmaktadır.

Şeffaf plak tekniği 1945 yılına kadar uzanabilmekte olup 1997'de Stanford Üniversitesinde iki yüksek lisans öğrencisinin üç boyutlu bilgisayar görüntüleme grafikleri (3D) uygulaması ve dünyanın ilk seri üretim, kişiye özel şeffaf plak üretim sistemini oluşturması bir yarım yüzyılı daha almıştır (Tai, 2018b).

Şeffaf plaklar 1999 yılında piyasaya sürüldükleri andan itibaren gelişim göstermiştir. Şeffaf plakların ilk piyasaya sürüldüğü dönemde bu teknik daha küçük miktarlarda çapraşıklık olan vakalarda, arayüz aşındırmaları ile (IPR) destekli Sınıf I malokluzyon tedavilerinde kullanılmaktaydı (Tai, 2018b).

Tarihsel olarak, şeffaf plakların Sınıf II uyumsuzlukları tedavi etme potansiyeli bulunmamaktaydı. Büyümekte olan hastalar ilk aşamada iskeletsel maloklüzyonu düzeltmek için Headgear, Bionator, Twin Blok veya Herbst gibi fonksiyonel apareylerle tedavi edilmekteydi (Tai, 2018b).

2017 yılında Align Technology, Invisalign sistemine mandibular ilerleme özelliğini ekledi. Bu gelişme, her iki şeffaf plağın bukkal yüzeylerine yerleştirilen "hassas kanatlar" adı verilen bir özellik ile mümkün olmuştur. Bu kanatlar,

mandibulayı ileriye doğru hareket ettirerek, Sınıf II düzeltimi sağlamak için kapanışı hizalar. Mandibular retrognasi bulunan Sınıf II iskeletsel uyumsuzlukların tedavisinde bu yeni MA apareyi büyük bir umut vaat etmektedir. 2015'te başlatılan çok merkezli bir çalışmadan elde edilen ön veriler, bu sistemin overjet ve overbite'da azalma, ANB açısında düşüş, SNB açısında artış ve yüz konveksitesinde azalma sağladığını göstermektedir (Tai, 2018b).

S. Caruso ve ark. yaptıkları çalışmada iskeletsel Sınıf II maloklüzyonlarının tedavisinde Invisalign MA apareyinin dento-iskeletsel etkilerini incelemiştir. Çalışmada toplam 20 hasta değerlendirilmiş, bunlardan 10'u MA apareyi ile, 10'u ise Twin Blok apareyi ile tedavi edilmiştir. Sonuç olarak bu çalışma, mandibular retrüzyona bağlı iskeletsel Sınıf II maloklüzyonlarının tedavisinde hem Twin Blok hem de MA apareyinin etkili olduğunu ortaya koymaktadır. Bununla birlikte çalışmada, her iki apareyin dentoalveolar etkilerinde bazı farklılıklar mevcut olduğu, MA apareyinin özellikle üst anterior dişlerin pozisyonunun kontrol edilmesinin önemli olduğu Sınıf II vakalarda tercih edilebileceği belirtilmektedir (Caruso et al., 2021).

Y. Wu ve ark. (Wu et al., 2023) tarafından yapılan başka bir çalışmada ise Vanbeek, Herbst, Twin Blok ve MA apareylerinden Vanbeek ve MA apareylerinin, mandibular kesici dişlerin kontrolünü daha iyi sağlarken Herbst ve Twin Blok apareylerinin daha fazla alt kesici diş proklinasyonuna sebep olduğunu bildirmiştir.

Diş hekimliği araştırmalarında pek çok farklı analiz yöntemi uygulanmaktadır. Bunlar arasında sonlu elemanlar analizi, en sık başvuru yöntemlerinden biridir.

Sonlu elemanlar analizi, mühendislikte, homojen olmayan yapılar üzerinde uygulanan kuvvetlerin gerilme, yer değiştirme ve stres dağılımlarını incelemek için geliştirilmiş bir hesaplama yöntemidir. Bu teknik, karmaşık yapıların davranışlarını detaylı bir şekilde analiz etmeye imkan tanır (Geramy, 2002).

Bu araştırmanın amacı Sınıf II maloklüzyon tedavisinde kullanılan şeffaf plak MA ile Twin Blok apareyinin 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Sınıf II Maloklüzyonların Tanımı

Sınıf II maloklüzyonlar çoğunlukla dişsel, iskeletsel ve/veya fonsiyonel komponentlere sahip olarak meydana gelir. Bu komponentler bağımsız oluşabileceği gibi çoğu zaman aynı anda çeşitli derecelerde ortaya çıktığı söylenebilir (Bishara, 2006). Sınıf II maloklüzyona sahip bireylerde üst ve alt dişlerde anterioposterior uyumsuzluk vardır (Bishara, 2006). Bu maloklüzyonlar, sagittal yöndeki anormalliklerin yanı sıra, aynı zamanda vertikal yönde de bozukluklar gösterebilir. Bu tür maloklüzyonların ortaya çıkmasında etkili olan sebepler ise birden fazla faktöre dayanabilir. Bu maloklüzyonların nedenleri;

- Maksilla normal konumda iken, mandibulanın retrognatik olması,
- Maksillanın normal konumda olup mandibulanın yeterince gelişmemesi,
- Maksillanın protroziv mandibulanın ise normal konumda bulunması,
- Maksilla ve mandibulanın retrognatik olması şeklinde olabilmektedir (Al-Khateeb & Al-Khateeb, 2009; Graber et al., 2016; Proffit et al., 2006).

Angel Sınıf II maloklüzyonları ön dişlerin eğimlerine ve molar dişlerin ilişkilerine göre 4 gruba ayırarak sınıflama yapmıştır. Bu gruplar;

- Sınıf II Bölüm 1
- Sınıf II Bölüm 1 Subdivizyon
- Sınıf II Bölüm 2
- Sınıf II Bölüm 2 Subdivizyon şeklindedir (Ülgen, 1993).

Her bir maloklüzyonun tedavi yöntemini değiştirecek farklı varyasyonları içermesine rağmen Angle'in sınıflandırmasının molar ilişkiyi ana kıstas olarak alması bu sınıflamanın sınırlı kalıp sorgulanmasına sebep olmuştur. Bu sınırlamalara rağmen Angle'in sınıflandırması basit ve diş hekimleri arasında kolay anlaşılan iletişim yöntemi olması sebebiyle hala yaygın olarak kullanılmaktadır (Bishara, 2006).

Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonlar, labial olarak eğimli maksiller keserler ile birlikte maksiller arkın darlığının eşlik ettiği veya etmediği durumlarda artmış bir overjet olarak tanımlanır. Keser kapanışı vertikal derin bir overbite'dan ön açık kapanışa kadar değişkenlik gösterebilir (Bishara, 2006).

Mc Namara, Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonları 4 gruba ayırmıştır:

1. Üst çenede alveolar protrüzyon
2. Üst çenede bazal protrüzyon
3. Mandibular mikrognati
4. Mandibular retrüzyon

Mc Namara Sınıf II iskeletsel anomalilerin büyük bir kısmının alt çenenin gelişimsel yetersizliğinin bir sonucu olarak oluştuğunu bildirmiştir (McNamara Jr, 1981).

Angel, Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyonlarında mandibular arkın her iki tarafındaki dişlerin distalde yerleştiğini belirtmiş, ancak Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonundan farklı olarak üst kesici dişlerin protrüze değil, retrüze olduğunu ve derin örtülü kapanışın bu duruma eşlik ettiğini açıklamıştır (Arvystas, 1990). Özellikle overjetin olmadığı durumlarda mandibular keser dişlerin ekstrüze olmasıyla artmış bir spee eğrisi görülebilir (Graber, 1969; Sassouni, 1970).

2.2 Sınıf II Maloklüzyonların Prevalansı ve Etyolojisi

M. S. Alhammadi ve arkadaşlarının yaptığı meta analiz çalışmasında daimi dişlenmede, dünyada Sınıf II maloklüzyonun dağılımı, %19,56 olarak bulunmuştur (Alhammadi et al., 2018).

F. Bilgiç ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise İç Anadolu bölgesinde yaşayan adölesanlarda Sınıf II maloklüzyona sahip hastaların oranı %44,7 olarak bulunmuştur. Sınıf II bölüm 1 oranı genel popülasyonun %40'ı Sınıf II bölüm 2 olan hastalar ise genel popülasyonun % 4,7' sini oluşturmaktadır (Bilgic et al., 2015).

B. Nur ve arkadaşlarının Türkiye genelinde yaptığı epidemiyolojik çalışmada Sınıf II maloklüzyona sahip bireylerin oranı % 48,4 olarak bulunmuştur (Nur et al., 2014).

Bu çalışmaların ışığında görüldüğü üzere ülkemizde Sınıf II maloklüzyona sahip hasta popülasyonunun fazla olması sebebiyle tedavisi de oldukça yaygındır.

Sınıf II maloklüzyonlarının oluşumunda pek çok faktörün rol oynadığı düşünülse de, bu faktörler genellikle iki ana grupta sınıflandırılabilir (Bishara, 2006).

1. Genetik Faktörler
2. Çevresel Faktörler

Sınıf II maloklüzyonlar kalıtsal ve ailesel özellik gösterip nesiller boyunca tümüyle veya modifiye kombinasyonlarla aktarılır (Bishara, 2006).

Ayrıca popülasyondaki gen havuzlarının karıştırılması yeni özelliklerin ortaya çıkmasına sebep olabileceği gibi mevcut olan özelliklerin de ekspresyon sıklığını etkileyebilir (Graber, 1963; Lundström, 1948).

Lundström, monozigotik ikizlerde Sınıf II maloklüzyonun her iki bireyde de görülme sıklığının %68 olduğunu bildirilmiştir; diğer yandan, bu oran dizigotik ikizlerde ise %24 oranında bulunmuştur. Bu bulgular, monozigotik ikizler için %100 ve dizigotik ikizler için %10 olan açık kapanışlı bireylerden belirgin şekilde farklı bulunmuştur. Bu bulgulara göre, aynı genetik yapıya sahip bireylerde dahi, Sınıf II maloklüzyon her zaman gelişmemektedir (Lundström, 1948).

Bazı araştırmacılar özellikle Sınıf II Bölüm II maloklüzyonları içeren ek etyolojik nedenler önermiştir (Bishara, 2006) :

- a. Genetik yatkınlık; Leech biri Divizyon 1 diğeri Divizyon 2 maloklüzyona sahip tek yumurta ikizleri ilgili bir vaka raporu yayınlamıştır.
- b. Maksiller santral dişlerin genetik geçişli anormal aksiyal eğimi;
- c. Maksiller santral kesici dişlerin morfolojisindeki farklılıklar;
- d. Maksiller posterior segmentin öne eğimlenmesi; Swan maksiller tüber kemik bölgesinin gelişim zamanlamasını ve maksiller posterior dişlerin mesiale doğru devrilmesini tanımlayan bir model tanımladı (Bishara, 2006).

Makoklüzyonların meydana gelmesinde çevresel faktörlerin rolü de çok önemlidir (Bishara, 2006).

Sınıf II Divizyon 1 maloklüzyonlarının oluşumunda etkili olan çevresel faktörlerden bazıları şu şekilde özetlenebilir:

- a. Parmak emme: Parmak emme alışkanlığı sıklığı, şiddeti, maruziyet oranına bağlı olarak üst çene kesici dişlerde protrüzyona alt çenede ise gelişim geriliğine sebep olmaktadır. Overjetin fazla arttığı vakalarda dudakların kapanmasında zorluk yaşanabilir. Sınıf II maloklüzyonların etyolojisinde bir diğeri de dudak emme alışkanlığıdır (Smith, 1939).
- b. Ağız solunumu: nazofaringeal hastalıklar, adenoid büyümesi veya alışkanlıklar nedeniyle burun hava yolunda tıkanıklık oluşması sonucu meydana gelebilir. Bunun sonucunda maksiller darlık, derin damak kubbesi, üst kesici dişlerin protrüzyonu, alt çenenin yetersiz gelişimi ve alt dişlerin distalizasyonu gözlemlenebilir (Smith, 1939).

c. Anormal yutkunma alışkanlığı: Dil kesici dişler arasına girerek kuvvet uygulayarak keserlerde protrüzyona sebep olmaktadır (Smith, 1939).

d. Dudak yetersizliği: Dişlere iç ve dış bölgelerden gelen kuvvetler arasında bir denge söz konusudur. Ancak bu denge bozulduğunda ve dudak kasları yeterli kuvveti uygulamadığında, üst kesici dişlerde protrüzyon meydana gelir (Mossey, 1999).

e. Maksiller süt ikinci molar dişin erken kaybı: Bu durum maksiller daimi birinci molar dişin mesiale hareket etmesine, rotasyon yapmasına veya devrilmesine neden olabilir ve bu durum dişsel Sınıf II maloklüzyonunun gelişmesine yol açabilir (Bishara, 2006).

2.3 Sınıf II Maloklüzyonların Tedavi Seçenekleri

Sınıf II maloklüzyona sahip olan hastalar ortonodontik tedavi isteyen hasta grubu içinde oldukça fazladır. Sınıf II maloklüzyonun gelişimi multifaktöriyeldir. Bu nedenle tedavi planının seçiminde doğru teşhis koymak, etyolojik faktörleri doğru belirlemek önemlidir (McNamara Jr, 1981; Pancherz et al., 1997).

Sınıf II maloklüzyonun komponentleri belirlendikten sonra bir ya da birden fazla tedavi protokolü kullanılabilir. Verilen bir tedavi, maloklüzyonun birden fazla komponentini etkilediğinden dolayı, belli modaliteler tarafından üretilen tedavi etkilerini kapsasa da mevcut modaliteler kraniofasiyal morfoloji üzerinde iskeletsel ve/veya dentoalveolar etkilere bağlı olarak organize olacaktır (McNamara et al., 2001; Stucki & Ingervall, 1998).

Sınıf II maloklüzyonlarda tipik olarak bulunan oklüzal ilişkileri düzeltmek için günümüzde birçok tedavi yaklaşımı bulunmaktadır. Bu tedaviler, ekstraoral traksiyon, ark ekspansiyon apareyleri, çekim prosedürleri ve fonksiyonel çene ortopedisini içerir (Graber et al., 2016).

Sınıf II maloklüzyon görülen bireylerde, tedavi yaklaşımları alt ve üst çene konumuna göre dört ana grupta değerlendirilebilir (McNamara Jr, 1981; Sassouni, 1970):

1. Maksiller İskeletsel Pozisyon: Gerçek maksiller iskeletsel protrüzyonun başlıca tedavisi ekstraoral traksiyondur. Bu apareyler facebow ve headgearlar olmak üzere ikiye ayrılır. Azalmış vertikal boyuta sahip hastalarda servikal facebow, artmış vertikal boyuta sahip diğer bir deyişle vertikal boyutun artmasının istenmediği hastalarda ise oksipital facebow kullanılır.

Maksillanın retrüze olduğu Sınıf II maloklüzyona sahip hasta sayısı da oldukça fazladır. Genellikle bu hastalarda retruziv çene ucuna sahip olma eğilimindedir. Maksiller iskeletsel retrüzyonu ortognatik cerrahi hariç direk olarak tedavi etmek oldukça zor bir durumdur.

Büyüme gelişimini tamamlamış hastalarda ortognatik cerrahi tedavi ile üst çenenin geriye alınması ve dişsel kamuflaj sağlanması amacıyla üst çeneden iki premolar diş çekilmesi bu durumda düşünülen diğer tedavi alternatifleridir.

2. Maksiller Dentoalveolar Pozisyon: Maksiller keserlerin flare olduğu vakalarda keser dişleri retrüze ve intrüze etmek için J hook headgearlar üst molar dişleri distalize etmek için servikal, oksipstal, straight facebowlar ile kombine kullanılabilir.

Pendulum gibi intraoral distalizasyon apareyleri kullanılabilir. Daha kompleks vakalarda, üst 1. küçük azı dişlerinin çekimi ile overjet düzeltilerek, kanin ilişkisi Sınıf I, molar ilişkisi ise Sınıf II'ye getirilebilir. Alt ve üst çeneden premolar dişlerin çekimi ile overjet düzeltilerek, kanin ve molar ilişkisi Sınıf I'e getirilebilir ve Sınıf II elastik kullanımı ile Sınıf I ilişkisinin elde edilebilir.

3. Mandibular Dentoalveolar pozisyon: Mandibular dentoalveolar retrüzyon durumunda özellikle çok gergin ucu ve dudak kasları ve belirgin mentolabial sulkusa sahipse lip bumper çok etkilidir. Mandibular molarların distalizasyonu Sınıf II düzelitimini karşıt olsa da diş-ark boyut uyumsuzluğu çözülmesine yardım eder.

4. Mandibular İskeletsel Pozisyon: Sınıf II maloklüzyonun en önemli bulgusu mandibular iskeletsel retrüzyondur. Büyüme çağında olan bireylerde fonksiyonel çene ortopedik tedavisi uygulanır. Bu fonksiyonel tedavi hareketli ve sabit olmak üzere iki gruba ayrılır.

Hareketli fonksiyonel apareyler arasından FR 2, Twin Blok, Bionatör, MA apareyi kullanılabilir.

Sabit fonksiyonel apareyler arasından ise Herbst, Twin Force, Jasper Jumper, Forsus kullanılabilir.

Bazı durumlarda üst birinci küçük azı dişlerinin çekimi yapılarak kamuflaj tedavisi yapılır.

Büyüme gelişimini tamamlamış hastalarda ise ortognatik cerrahi ile alt çenenin öne alınması sağlanır.

2.3.1 Fonksiyonel Tedavi

2.3.1.1 Tanımı ve Tarihçesi

Organlarda oluşturulan fonksiyonel uyarılar ile dokularda değişikliklere sebep olarak çenelerde görülen iskeletsel maloklüzyonların düzeltilmesine fonksiyonel tedavi ve kullanılan apareylere fonksiyonel aparey denir (Muzy, 1952).

Julius Wolf, kemiğin trabeküler yapısının fonksiyonel kuvvetlerle oluştuğunu bu kuvvetlerin yoğunluğunda ve yönünde meydana gelecek değişikliklerin kemiğin yapı ve şeklinde görülebilir değişiklikler ortaya çıkarabileceğini göstermiştir (Proffit et al., 2006).

İlk kez W.Kingsley (1877) mandibulayı önde konumlandıran “bite jumping” apareyini tanıtarak ortodontik tedaviye fonksiyonel bakış açısı kazandırmıştır (Graber et al., 2016; Wahl, 2006).

Andresen, 1936 yılında Andresen apareyini (aktivatör) geliştirmiştir. Bu aparey, ilk kabul gören fonksiyonel aparey olup, başlangıçta retansiyon amacıyla kullanılmıştır. Alt çene, yeni bir pozisyona yerleştirilerek, kaslardaki konum değişikliği ile aktivasyon sağlanır. Andresen ve Häupl, "fonksiyonel çene ortopedisi" kavramını ilk kez birlikte ortaya koymuşlardır. Häupl, kas aktivasyonunu temel alarak bu apareye “aktivatör” adını vermiştir (Bowbeer, 1986).

2.3.1.2 Etki Mekanizması

Fonksiyonel tedavide amaç oluşturulan uyarılarla var olan uyarı dengesini bozmaktır. Bozulan bu denge kemik yapısında morfolojik değişikliklere sebep olmaktadır. Fonksiyonel apareyler alt çenenin önde konumlanmasını zorlayarak lateral pterygoid kas dışında tüm çiğneme kaslarında uzama meydana getirmektedir. Boyu uzayan kaslar, eski konumlarına dönmek amacıyla alt çeneyi geriye doğru çekmektedir. Alt ve üst çene bir bütün halinde hareket ettiğinden, bu kuvvet üst çeneye gelişim yönünün tersine etki eder. Bu durum, üst çenenin öne doğru gelişimini kısıtlayarak, aparey aracılığıyla alt çenede diş kavisinin üzerine anterior yönde istenmeyen bir kuvvet uygulanmasına neden olur (Ülgen, 2000).

Alt çene öne alındığında, kondil, normal pozisyonuna göre daha önde ve aşağıda yerleşir. Bu yeni konum, enkondral kemik yapımını uyararak stimülasyon sağlar. Mandibula kondili ve fovea articularisin yüzeylerinde adaptif kemik

oluşumu gözlemlenir. Translasyon hareketi sonucu, yeni kemik oluşumu ile birlikte alt çene kütleli olarak öne doğru kayar (Ülgen, 2000).

Moss, orofasiyal sistem ile çevreleyen dokular arasındaki ilişkiyi vurgulamış ve buna Fonksiyonel Matriks Teorisi adını vermiştir. Bu teoriye göre, iskelet yapılarındaki şekil, boyut ve konum değişiklikleri, ilgili fonksiyonel matrikslerdeki değişiklikleri takip ederek ikincil olarak meydana gelir. Yani, alt çenenin dinlenme pozisyonundaki konumunun değiştirilmesi, büyüme sürecinin yönlendirilmesini mümkün kılmaktadır (Moss & Salentijn, 1969). Alt çene aşağıya ve öne yerleştirildiğinde, özellikle masseter kası olmak üzere, medial pterygoid ve temporal kasların ön ve arka bölümleri gerilir. Bu gerilme, ortodontik ve ortopedik değişikliklerin oluşmasına sebep olur (Chen et al., 2002).

2.3.1.3 Zamanlaması

Sınıf II maloklüzyonunun tedavi zamanlamasıyla ilgili birçok araştırma yapılmış olsa da, konu hala tartışmalıdır. Bu tartışmanın temel nedenleri, tedavi ve büyüme süreçlerine dair belirsizlikler, farklı hasta gruplarının bireysel özelliklerinin çeşitliliği ve tedavide kullanılan apareylerin farklılıklarıdır (King et al., 1990).

Tedavi zamanlamasında erken (preadölesan) ve geç (adölesan) dönem tedavi olmak üzere iki farklı yaklaşım vardır:

Erken dönem tedavi 8-11 yaşlarında başlatılan ideal overjet ve overbite ile Sınıf I molar ilişkisi hedefleyen yaklaşımdır. Araştırmacılar hasta adölesan döneme geldiğinde 12-15 yaşlarında diğer oklüzal düzeltmeler için 2. Faz tedaviyi yapmaktadır. Erken dönem tedaviyi savunan araştırmacılar bu erken müdahaleyle birlikte normal gelişim ve fonksiyona sağlayacağını belirtmektedirler (Bass, 1983; Tulloch et al., 1998).

Geç dönem tedavisi olarak adlandırılan ikinci yaklaşımda, tüm düzeltmeler adölesan dönemde yapılır. Bu tedavi biçimini savunan araştırmacılar, pubertal atak sırasında yapılan tedavilerin daha verimli ve etkili olduğunu savunmaktadırlar. Erken dönemde yapılan tedavinin büyümenin devam etmesiyle nükse sebep olacağını ve iki fazlı tedavinin hasta kooperasyonunu olumsuz yönde etkileyeceğini belirtmektedirler (King et al., 1990; Pancherz et al., 2014; von Bremen & Pancherz, 2002).

Bishara, kalıcı ortopedik etki sağlamak amacıyla mandibular büyüme atağının beklenmesi yerine, tedaviye mümkün olan en erken yaşta başlanması gerektiğini savunmuştur (Bishara, 2000).

Pancherz ve Hagg, 10-16 yaş arası 70 Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonlu hastaya ortalama 7 ay süreyle Herbst apareyi uygulamış ve tedavi etkinliğini incelemişlerdir. Hastalar, pre-peak, peak ve post-peak dönemleri olmak üzere üç gruba ayrılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, sagittal kondiler büyüme artışının en fazla peak dönemde, alt kesici dişlerin öne hareketinin ise en fazla post-peak dönemde gözlemlendiği belirlenmiştir. Bu nedenle, tedavi sonrası pekiştirme süresini kısaltmak ve kondiler büyümedeki artıştan faydalanmak amacıyla, Herbst apareyi uygulamak için en uygun zamanın peak dönem olduğu vurgulanmıştır (Pancherz & Hägg, 1985).

Fonksiyonel apareylerin etkinliği iskeletsel olgunluk dönemine ve kullanılan aparey türüne göre değişiklik göstermektedir. Özellikle pubertal büyüme zirvesinde uygulandığında daha fazla mandibular büyüme sağlanabilir (Cozza et al., 2006).

Yapılan başka bir araştırmada sefalometrik filmler kullanılarak, farklı iskeletsel olgunlaşma aşamalarında tedavi edilen ve Sınıf II maloklüzyonu bulunan iki grup hastada Twin Blok apareyinin neden olduğu iskeletsel ve dentoalveolar değişiklikler incelenmiştir. Bu tür tedavi için en uygun zamanlamanın belirlenmesi amaçlanmıştır. Bireysel hastaların iskeletsel olgunluğu, servikal omurga olgunlaşma aşamalarına göre değerlendirilmiştir. Çalışmada erken tedavi edilen grup, 21 kişiden (11 kadın, 10 erkek) oluşturulmuştur. Geç tedavi grubunda ise 15 hasta bulunmaktadır (6 kadın, 9 erkek). Geç grup tedavisi, pubertal büyüme patlamasının başlangıcında ya da hemen sonrasında yapılmıştır. Her iki tedavi grubunun sonuçları, servikal omurga olgunlaşma aşamasına dayalı olarak, tedavi edilmeyen Sınıf II maloklüzyonu olan gruplarla karşılaştırılmıştır. İncelenen tüm grupların yan sefalogramları üzerine Pancherz'in sefalometrik analizinin modifikasyonu uygulanmıştır. Mandibular boyutlar, kranial baz açısı ve dikey ilişkiler için lineer ve açısal ölçümler orijinal analize dahil edilmiştir. Bu kısa süreli sefalometrik çalışmanın bulguları, Sınıf II uyumsuzluğu için Twin Blok tedavisinin optimal zamanlamasının, büyüme hızının zirveye ulaşmasından hemen önce veya sonrasında olduğunu ortaya koymaktadır (Baccetti et al., 2000).

Ravera ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise 40 iskeletsel Sınıf II hastası, Invisalign® MA ile tedavi edilmek üzere prospektif olarak alındı. Tedavi başlangıcında (T0) hastalar büyüme aşamalarına (CVM2 (Cervical Vertebral Maturation) ve CVM3) göre iki alt gruba ayrıldı. Her bir hasta için, tedavi başlangıcında (T0) ve mandibular ilerletme tedavisinin sonunda (T1) lateral radyograflar alındı ve bu ölçümler, büyüme aşaması ve maloklüzyon açısından eşleştirilen 32 kişilik tedavi edilmemiş kontrol grubuyla karşılaştırıldı. Sonuç olarak MA apareyi kullanan grupta, hastaların CVM2 büyüme evresinde tedavi edilmesi durumunda aligner'ların çoğunlukla dentoalveolar etkiler gösterdiği, ancak CVM3 aşamasında tedavi edilenlerde iskeletsel bileşenlerin daha belirgin olduğu bildirilmiştir (Ravera et al., 2021).

2.4 Fonksiyonel apareyler

Sınıf II maloklüzyona sebep olan faktörler arasında mandibular retrognatizm baskın olarak kabul edilir. Bu etkene yönelik yapılan tedavilerde fonksiyonel apareyler kullanılır. Bu şekilde yapılan tedavilerde mandibular ilerletme büyüme döneminde olan hastalarda oldukça yaygın bir tedavi yaklaşımı olarak kabul edilmektedir (McNamara Jr, 1981; Pancherz et al., 1997).

Fonksiyonel apareyler kondiler kıkırdaktaki artan büyümeyi uyarak mandibulanın ilave uzamasını sağlamak için mandibula pozisyonunu hem sagittal hem de vertikal olarak değiştirmek üzere tasarlanmış bir dizi çıkarılabilir ve sabit apareylerdir (Marsico et al., 2011).

Fonksiyonel apareyler sabit ve hareketli olmak üzere iki gruba ayrılır. Sabit fonksiyonel apareylere Forsus, Powerscope, Twin Force, Herbst, Jasper Jumper apareyleri örnek verilebilir. Hareketli fonksiyonel apareylere ise Monoblok, Frankel, Aktivatör, Twin Blok, Bionatör ve MA apareyleri örnek verilebilir.

2.4.1 Sabit Fonksiyonel Apareyler

Hareketli fonksiyonel apareylerin başarısı büyük ölçüde hastanın tedaviye olan iş birliğine bağlıdır. Ayrıca, bu apareylerin genellikle büyük hacimli olmaları, fonksiyonel kullanımda (örneğin konuşma ve yutkunma sırasında) belirli kısıtlamalar oluşturmakta, bu da tedaviye adaptasyonu zorlaştırmaktadır. Bu gibi sınırlılıkların üstesinden gelebilmek amacıyla sabit fonksiyonel apareyler geliştirilmiştir. Sabit fonksiyonel apareyler, kompakt yapıları sayesinde ağız içi

fonksiyonların daha fizyolojik biçimde devam ettirilebilmesine olanak sağlar. Bu apareyler, hasta tarafından çıkarılamayacak şekilde sabitlendiğinden, tedavi süreci boyunca sürekli etki gösterirler ve kooperasyon gereksinimini ortadan kaldırırlar. Ayrıca, sabit ortodontik mekaniklerle birlikte kullanılabilmesi, tedavinin etkinliğini artıran bir diğer önemli avantajdır. Bu apareyler, büyüme yönlendirmesine yönelik olarak hafif ama sürekli kuvvet uygulayabilme kapasiteleri sayesinde, çeneler arası iskeletsel uyumsuzlukların daha kısa sürede düzeltilmesine katkı sağlar. Ancak sabit fonksiyonel apareylerin bazı dezavantajları da göz önünde bulundurulmalıdır (Proffit et al., 2019). Bunların başında, alt kesici dişlerde protrüzyon ve üst molar dişlerde rotasyon gibi istenmeyen diş hareketlerinin meydana gelmesi gelir. Ayrıca, rijit yapıda olan bu apareyler, alt çenede lateral hareketlere izin vermediği için, apareylerin kırılmasına ve yumuşak dokularda hasara yol açabilmektedir (McNamara et al., 2001)

Sabit fonksiyonel apareylerin tercih edilmesinin en önemli avantajı, tedavi sürecinin hasta kooperasyonuna bağlı olmamalarıdır. Bu sayede, hastanın tedaviye olan katılımı veya uyumuna bağlı olarak etkisizlik riski ortadan kalkar (de Oliveira Jr et al., 2007).

2.4.1.1 Herbst Apareyi

Herbst apareyi, 1909 yılında Berlin Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi'nde Emil Herbst tarafından "Retansiyon-Eklem" adıyla tanıtılmıştır (Vig, 1985).

Aparey, sonraki yıllarda Emil Herbst'in adıyla anılmaya başlanmıştır ve günümüzde "Herbst apareyi" olarak bilinmektedir.

Herbst apareyi, maksilla ve mandibula arasında yapay bir eklem işlevi görür. Her bir teleskopik mekanizma, bir tüp, bir piston, iki vida ve iki vida yatağından oluşur. Tüp, maksiller birinci molar bölgesinde yer alır. Çift taraflı teleskopik sistem, çenenin açma-kapama hareketlerine ve çiğneme sırasında lateral hareketlere olanak tanır. Bu mekanizma, mandibulayı sürekli olarak önde tutar (Pancherz, 2003).

Kondil kıkırdağı, önemli bir büyüme merkezidir. Kondil kıkırdağında, primer büyüme kıkırdaklarında görülen tabakalar boyunca lineer bir hücreler dizilimi bulunmaz. Bunun nedeni, kondilin sadece bir yönde büyüme göstermemesi ve farklı fonksiyonel uyarılara duyarlı şekilde çok yönlü bir büyüme şekline sahip

olmasıdır. Literatürde, farklı fonksiyonel apareylerin kondiler büyümeyi farklı şekillerde yönlendirdiği belirtilmektedir. Örneğin, Herbst apareyi kondiler büyümeyi geriye doğru yönlendirirken (Baltromėjus et al., 2002; Pancherz et al., 1998), Aktivatör ve Bionatör, kondiler büyümeyi yukarı doğru yönlendirmektedir (Jakobsson & Paulin, 1990; Williams & Melsen, 1982a, 1982b).

2.4.2 Hareketli Fonksiyonel Apareyler

Hareketli fonksiyonel apareyler, ağız içinde sabit olmayan ve hastanın kendi takıp çıkarabildiği apareylerdir. Bu tür apareyler, tedavi sürecinde hastanın aktif katılımını gerektirir ve genellikle çene hizalamasını düzeltmeye yönelik kullanılır.

Hareketli fonksiyonel apareylerin avantajlarına, çıkarılabilir olduklarından dolayı hijyen sağlanmasının daha kolay olması ve damağı kapladıkları için yatay ve dikey yönde ankraj sağlanması örnek verilebilir. Bununla birlikte büyüme çağındaki çocuk hastada etkili bir şekilde overbite düzeltimi sağlayıp kuvveti bütün dişlere blok halinde iletebilirler. Dezavantajlarına ise hasta kooperasyonuna daha çok bağlı olması, hastanın apareyini yeterli düzeyde kullanmaması, sadece tipping hareketleri mümkün olup çoklu diş hareketlerinde yetersiz kalması, günlük aktiviteyi etkilemesi, yapımı için teknisyen aşaması ve maliyeti olması örnek verilebilir (Littlewood et al., 2001).

Araştırmacılar, tedavi başarısının, apareyin kullanım sıklığına ve hasta kooperasyonuna doğrudan bağlı olduğunu ifade etmişlerdir. Hareketli fonksiyonel apareylerin tedavi süresi, hastanın kooperasyonuna bağlı olarak uzayabileceğinden, bu tür tedaviler daha fazla zaman alabilmektedir (Bishara & Ziaja, 1989; Franchi et al., 2011; Pangrazio-Kulbersh & Berger, 1993).

Sahm ve ark. hasta kooperasyonunu değerlendirebilmek için fonksiyonel aparey kullanan bireylerde, apareyin içine mikroelektronik bir izleme cihazı yerleştirerek kullanım süresini ölçmüştür. Araştırma sonucunda, apareylerin günlük ortalama 7,65 saat kullanıldığı belirlenmiştir. Bu süre, önerilen kullanım süresinin %50-60'ına denk gelmektedir. Çalışma, hasta kooperasyonunun tedavi sürecindeki kritik rolünü bir kez daha gözler önüne sermektedir (Sahm et al., 1990).

2.4.2.1 Twin Blok

Martin Schwarz, Monoblok apareyinin büyük hacmi ve hasta kooperasyonunu zorlaştıran özelliklerini göz önünde bulundurarak, apareyi iki ayrı parçaya bölmüştür. Bunun yanı sıra, Monoblok'un orijinal tasarımını modifiye ederek, apareyi daha fonksiyonel ve hastalar için daha rahat kullanılabilir bir hale getirmiştir (Graber, 1997). Clark (1982), Twin Blok apareyini geliştirmiş ve ortodontik tedaviye kazandırmıştır.

Singh ve Clark, Twin Blok apareyi ile tedavi edilen Sınıf II maloklüzyona sahip 99 bireyi sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanarak incelediler ve alt çenelerinde meydana gelen değişiklikleri araştırdılar. Çalışmada, dört grup oluşturuldu: prepubertal dönem erkek, pubertal dönem erkek, prepubertal dönem kız ve pubertal dönem kız. Araştırmaya toplamda 46 prepubertal dönem bireyi ve 53 pubertal dönem bireyi dahil edilmiştir. Sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenen boyutsal değişikliklerde, prepubertal dönemdeki erkek grubunun kondil boynunda %12 artış ve koronoid proçesinde %17 azalma; prepubertal dönemdeki kız grubunun kondil boynunda %3 artış ve koronoid proçesinde %4 azalma görülmüştür. Pubertal dönemdeki erkek grubunda ise kondil boynunda %27 artış ve koronoid proçesinde %16 azalma; pubertal dönemdeki kız grubunda ise kondil boynunda %15 artış ve koronoid proçesinde %9 azalma tespit edilmiştir. Sonuç olarak, pubertal dönemdeki bireylerde kondil boynunda meydana gelen artışın, prepubertal dönemdeki bireylere göre daha belirgin olduğu gözlemlenmiştir (Singh & Clark, 2001).

Yapılan pek çok çalışmada mandibular uzunluğun ve mandibular büyümenin arttığı ifade edilmiştir (Illing et al., 1998; Mills & McCulloch, 1998; Tümer & Gültan, 1999).

Toth ve ark.'nın (Toth & McNamara Jr, 1999) yaptığı bir çalışmada Twin Blok tedavisi uygulanan grupta, alt yüzün ön kısmı ve arka kısmındaki yüksekliğin sırasıyla 3 mm ve 3.2 mm oranında anlamlı bir artış gözlemlenmiştir.

Bazı araştırmacılar, Twin Blok ve Aktivatör tedavilerinin yumuşak doku üzerindeki değişikliklerini karşılaştıran bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada her iki apareyin en önemli etkisinin alt çeneyi anteriora doğru hareket ettirerek mandibulanın yumuşak ve sert doku noktalarında meydana getirdiğini bildirmektedirler (Varlık et al., 2008).

Çalışmalar incelendiğinde Twin Blok aparey tedavisi ile maksiller keserlerin geri, mandibular keserlerin ise öne doğru hareket ettiği belirtilmiş ve bu konuda genel bir görüş birliği oluşmuştur (Mills & McCulloch, 1998; O'Brien et al., 2003; Toth & McNamara Jr, 1999; Tümer & Gültan, 1999).

Baccetti ve ark. Twin Blok apareyini pubertal atılım dönemi ve sonrası dönemde uygulayarak sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Pubertal atılım döneminde Sınıf II anomalinin düzeltiminde daha fazla iskeletsel etki elde edilmesiyle birlikte total mandibula uzunluğu ve ramus yüksekliğine daha fazla artış ve efektif kondiler büyümede daha fazla posteriora doğru büyüme elde etmişlerdir. Bunun sonucunda Twin Blok tedavisi için optimum tedavi zamanı pubertal büyüme atılımının pik zamanı veya çok az sonrasındır (Baccetti et al., 2000). Yine başka bir çalışmada tedaviye büyüme atılım döneminde başlanması gerektiği belirtilmektedir. Bu dönemde, büyüme potansiyelinin hala aktif olması ve daimi dişlerin sürmüş olması, tedavi süresini kısaltarak tedaviyi daha verimli hale getirir. Bu durum, tedavi sürecinin daha az çaba ile tamamlanmasını sağlar ve tedavi yükünü hafifletir (Proffit, 2006).

Twin blok apareyinin dizaynı ve yapım şekli

Twin Blok apareyi, diş ve doku desteğiyle tasarlanmış olup hem mandibula hem de maksilla üzerinde akrilik parçalarla sıkı bir uyum sağlar. Bu aparey, oklüzal ısırma bloğu ve akrilik eğik düzlemler içerir. Oklüzal ısırma bloğu, mandibulayı ilerletmeye yardımcı olur ve hastanın kapanışını düzenleyerek kapanış kontrolü sağlar. Bu tasarım, tedaviyi daha etkin hale getirir.

Twin Blok apareyi, mandibulanın öne doğru hareketini destekleyen ve oklüzal kuvvetlerin etkisiyle fonksiyonel düzeltme sağlayan akrilik yüzeyler içerir. Maksiller ve mandibular ısırma blokları başlangıçta 45°'lik bir açıyla yerleştirilmiş olup, sonrasında bu açı 70°'ye çıkarılmıştır. Bu oklüzal eğimli yüzeyler, tedavi sürecinde hızla iyileşme sağlar ve oklüzal kuvvetler sayesinde maloklüzyonun düzelmesine yardımcı olur (Clark, 1982).

Twin Blok apareyi olası diş hareketlerini önlemek ve tutunmayı artırmak için her iki parçada da kroşeler, alt çene ileri alındığında üst çenede transversal oluşabilecek darlık için üst parçaya ilave genişletme vidası içermektedir. Apareye ilave sabit mekanikler eklenebilir. Çapraz kapanışta olan diş bölgelerine spring

eklenmesi buna örnek verilebilir. Apareyin kendisinde var olan vestibül ark aktivasyonu ile üst keser dişlerin retrokline olmasına da katkı sağlanabilir.

İlk olarak tanıtılan Twin Blok apareyi, şu temel parçalardan oluşmaktadır:

- 1) Üst çenedeki büyük azı ve küçük azı dişlerine yerleştirilen kroşeler
- 2) Üst kesici dişleri geriye doğru hareket ettirebilmek için kullanılan vestibül ark
- 3) Üst çeneyi genişletmeye yönelik orta hat vidası
- 4) Alt çenedeki kesici ve küçük azı dişlerinde yer alan kroşeler
- 5) Oklüzal ısırma blokları
- 6) Gerekli ark formunu elde etmek ve bazı dişlerde özel hareketler yaptırmak için springler

Isırma Kayıtları Alımı

Kapanış kaydının alınması sırasında ana amaç, alt çenenin öne doğru yerleştirilmesidir. Bu işlemde, genellikle hastanın overjeti 5-7 mm oranında azaltılacak şekilde alt çene öne çekilir ve arka bölgede 3-5 mm'lik bir interoklüzal boşluk bırakılır. Overbite miktarı fazla olan hastalarda, interoklüzal aralığın daha da genişletilmesi mümkündür. Böylece, molar dişlerin erüpsiyonuna izin verilmiş olur (Clark, 1982).

Twin Blok apareyi ile overjet eliminasyonu, tek bir aşamada ya da adım adım gerçekleştirilebilir (Brennan & Littlewood, 2006).



Fotoğraf 2.1. Twin Blok apareyi

Tedavi Fazları ve Süresi

Twin Blok tedavisi, aktif ve destekleyici olmak üzere iki ayrı fazdan oluşur.

1. Aktif Faz: Bu faz, sagittal ve vertikal ilişkinin düzeltildiği aşamadır. Oklüzal ısırma blokları kullanılarak, Sınıf II maloklüzyonlu hastaların vertikal boyutları kontrol edilir ve çene ilişkileri düzeltilir. Bu oklüzal ısırma bloklarından belirli aşamalarda aşındırma yapılarak elde edilmektedir.

Eğer hastada anterior openbite ve artmış vertikal gelişim eğilimi varsa, posterior bite bloklar trimlenmeyip dişleri gömerken keserlerin erüpsiyonuna izin verir. Öte yandan, hastada deep bite, artmış spee derinliği varsa posterior bite bloklar spee eğrisi seviyelenmesi ve bukkal segment erüpsiyonu için trimlenebilir (McNamara et al., 2001).

Aşındırma her aylık kontrol seansında 1-2 mm olarak yapılmaktadır. Molar dişler 6-9 ay gibi bir süreçte kapanışa gelmektedir.

2. Destekleyici Faz: Bu fazda, düzelen kesici dişlerin ilişkisi, posterior dişler tam kapanışa ulaşana kadar korunmaya çalışılır. Tedavi sürecinin bu kısmında, sadece üst parça kullanılır. Dişler tam interkuspidasyona (tam kapanış) geldiğinde ise tedavi pekiştirme aşamasına geçer ve üst aparey yalnızca gece kullanılması için önerilir. Bu, tedavi sonuçlarının kalıcı olabilmesi için önemli bir adımdır.

Twin Blok apareyinin tedavi süresi, tedavinin aktif fazında 6-9 ay, destekleyici fazında 2-6 ay ve pekiştirme fazında 9 aydır.

Twin Blok Apareyinin Avantaj ve Dezavantajları:

Avantajları

-Diğer hareketli apareylere oranla daha hafif ve konforlu olduğu için hasta uyumu daha iyidir.

-Onarımı kolaydır.

-Daimi ve karma dişlenmede kullanılabilir.

-Sabit ortodontik apareylerle uyumludur.

-Temizlenmesinin kolaydır.

-Herbst apareyiyle karşılaştırıldığında daha az dişsel etkiye sahiptir (Terzieva-Petrovska et al., 2023).

-Redüksiyonsuz TME disfonksiyonlu hastalarda etkili splint apareyi gibi kullanılabilir (Clark, 1982).

Dezavantajları:

- Bazen bu apareyin kullanımı posterior açık kapanışa sebep olabilir.
- Elde edilen değişikliğin korunması için uzun süreli retansiyon fazı vardır.
- Sınıf II div 2 hastalarda kullanımı zordur.
- En önemli dezavantajı ise alt kesici dişlerin procline olması ve lateral açık kapanışa sebep olmasıdır (Terzieva-Petrovska et al., 2023).

Sagittal ve Vertikal Aktivasyon Miktarı

Twin Blok apareyi yapımı sırasında ısırma kaydı alınırken dikkat edilmesi gereken iki önemli faktör şunlardır:

1) Sagittal yönde mandibular ilerletme: Alt çenenin maksimum ön alma miktarının %70'ini geçmemelidir. Bu, mandibular ilerlemenin doğal büyüme ve gelişim ile uyumlu olmasını sağlar ve aşırı ilerletmenin olumsuz etkilerini engeller.

2) Vertikal yönde oklüzal ısırma bloğu kalınlığı: Oklüzal ısırma bloğunun kalınlığı, free-way space'in çok az üzerine çıkmalıdır. Bu, alt çenenin hareketliliğini sınırlamadan fonksiyonel düzeltme yapılmasını sağlar ve hasta için rahat bir kullanım sunar.

3) Sagittal aktivasyon genellikle 5-7 mm aralığında yapılmaz. Alt çenede normal şartlarda 10 mm ilerletme yapılabilir. Ancak 10 mm ilerletme planlanıyorsa bu iki aşamalı yapılmaz. Twin Blok apareyinin yapımında teknisyen masrafı ve zaman kaybını minimize etmek amacıyla bite-jumping vidaları eklenebilir (Geserick et al., 2006).

Bazı araştırmalar, vertikal boyutun molar dişler arasındaki mesafenin 3-4 mm, bazıları ise free-way space'in en az 5-6 mm artırılması gerektiğini belirtmiştir. Uyku sırasında vertikal boyutun arttığı göz önüne alındığında, bu boyutun küçük miktarlarda artırılması, apareyin etkisini azaltarak olumsuz yönde etkileyebilir. Ayrıca, sagittal aktivasyon miktarı konusunda farklı görüşler bulunmaktadır; bazı araştırmacılar, Sınıf I molar ilişkisi elde edilerek, sagittal aktivasyon miktarının belirlenmesi gerektiğini savunurken, bazıları ise kesici dişlerin baş başa gelmesi durumunda aktivasyonun daha doğru olacağı görüşündedir. Bu farklılıklar, tedavi sırasında hastanın bireysel özelliklerine ve tedavi hedeflerine göre değişen yaklaşımları yansıtmaktadır (Harvold & Vargervik, 1971; Schmuth, 1985).

Bazı araştırmacılar maksimum mandibular anterior aktivasyonu 6-7 mm, maksimum mandibular vertikal aktivasyonu 4-5 mm almıştır (Gülsoy & Yavan,

2023). Gülsoy ve Yaman Servikal Headgear ile kombine kullanılan Twin Blok ve Konvansiyonel Twin Blok apareyinin terapötik etkilerini karşılaştırdığı çalışmada maksimum mandibular anterior aktivasyonu 6-7 mm, maksimum mandibular vertikal aktivasyon 4-5 mm almıştır (Gülsoy & Yavan, 2023).

2.5 Şeffaf Plaklar

Günümüzde şeffaf plak tedavisi oldukça yaygın bir hale gelmiş ve daha ulaşılabilir olmuştur. Hastaların gerek estetik gerek kullanım rahatlığı sebebiyle tercihleri şeffaf plak materyaline doğru kaymaktadır.

Araştırmalara göre şeffaf plaklar metal ve seramik braketlere göre daha estetik olup hastalar tarafından daha çok tercih edilmektedir (Ziuchkovski et al., 2008).

İlk zamanlarında şeffaf plak tedavisi minör çapraşıklıkları tedavi etmek için kullanılırken, bugün yeni nesil eklenen yardımcı elemanlarla sunulan teknik ve yöntemlerle daha zor vakalarda da kullanılmaktadır (Boyd, 2005; Womack, 2006). Bu nedenle estetik kaygılarından dolayı tedavi olamayan hastalar için ideal tedavi seçeneğidir [84, 87].

2.5.1 Şeffaf Plakların Tarihçesi

Şeffaf plakların geçmişi, Dr. H. D. Kesling'in minör diş hareketleri için şeffaf vakumla oluşturulmuş bir konumlandırma apareyi kullanımını önerdiği 1945 yılına kadar uzanır. Bu teknik küçük miktarlarda diş hizalama özelliğine sahiptir (Tai, 2018a).

1997'de Stanford Üniversitesi'nde iki yüksek lisans öğrencisi ortodonti alanına üç boyutlu (3D) bilgisayar görüntüleme grafiklerini uygulamış ve dünyanın ilk seri üretim, kişiselleştirilmiş şeffaf plak sistemini oluşturmuştur. Bu yeni teknoloji 21. Yüzyıl seviyesine taşınmıştır ve bununla birlikte şeffaf plak tedavisinin bir ürün değil, bir teknik olduğunu anlamak önemlidir (Tai, 2018a).

Şeffaf Plaklarla Tedavinin Avantajları, Dezavantajları ve Limitasyonları

Şeffaf plaklarla tedavinin avantajları:

- Estetik ve konforlu olup istendiği zaman çıkarılabilmesi hijyeni artırmakta ve periodontal dokulara pozitif etki etmektedir (Joffe, 2003).
- Mukozal irritasyon ve ağrı daha az olmaktadır (Wajekar et al., 2022).

- Parafonksiyonel aşınmalar önlenebilmektedir (Nedwed & Miethke, 2005; Wajekar et al., 2022).
- Randevu süresi sabit tedaviye göre oldukça azdır (AH Ali & Miethke, 2012).
- Mine dekalsifikasyonu meydana gelmesi ve çürük riski düşüktür (Bouchez, 2019).
- Acil tedavi gereksinimi azdır (AH Ali & Miethke, 2012).
- Tedavi sonunda görülen küçük düzeyli relapslar hastanın son plak setini kullanmasıyla düzelebilmektedir (Wajekar et al., 2022).

Şeffaf plaklarla tedavinin dezavantajları ve limitasyonları:

- Takıp çıkarılabilir olması nedeniyle tedavinin başarılı olması için hasta kooperasyonunun iyi olması gereklidir (Bo et al., 2022).
- Çekimli kompleks vakalarda çekim boşluğunun kapatılması sırasında kök kontrolünün zayıf olduğu belirtilmiştir (Bo et al., 2022).
- Şeffaf plakla yapılan tedavide ekstrüzyon hareketinin öngörülebilirliği düşüktür (Aljabaa, 2020).
- Diş hareketi aralığı sınırlıdır ve diş hareketi sırasında angulasyon hareketinin kontrolü zor olmaktadır (Balachandran et al., 2019).
- Şeffaf plakların rotasyon düzeltme sınırı 20°'dir ve bu nedenle aşırı rotasyonlu dişlerin düzeltilmesinde ve paralel hareketlerin gerçekleştirilmesinde tahmin edilebilirliği düşüktür (AH Ali & Miethke, 2012; Joffe, 2003).
- Şeffaf plakların diş üzerinde 3 boyutlu kontrolü sabit sistemler kadar iyi olmayıp ağız içi lastiklerin kullanımı sırasında plakların retansiyonu bozulabilmektedir (Balachandran et al., 2019; Joffe, 2003).
- Genel olarak braketlerle gerçekleştirilen tedavide hareket kabiliyeti ve tedavinin sonucu şeffaf plaklardan daha iyi bulunmuştur (Djeu et al., 2005).
- 5 milimetreden fazla olan çapraşıklık ve diestema vakaları, 2 milimetreyi aşan anterioposterior iskeletsel düzensizlikler, 20°'den fazla rotasyona sahip olan dişler, şiddetli hipodonti ve oligodontisi olan hastalar limitasyon oluşturmaktadır (AH Ali & Miethke, 2012).

Şeffaf Plakların Kullanım Alanları:

- Çapraşıklık ve diestema düzeltimi (AlMogbel, 2023; Srivastava et al., 2017),

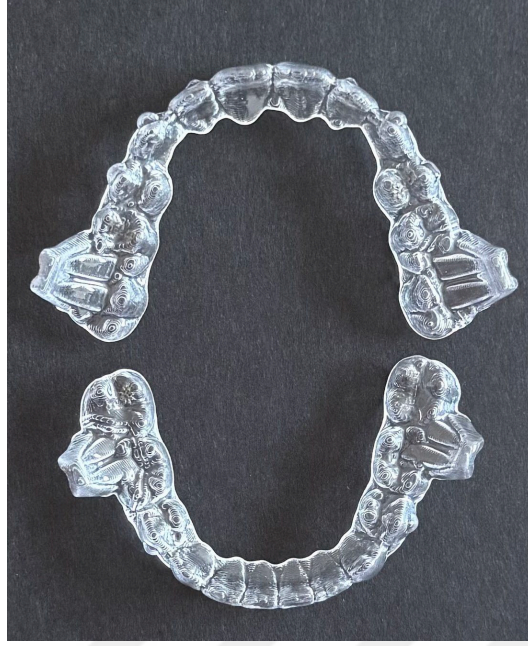
- Deepbite ve openbite gibi vertikal kapanış problemleri (AlMogbel, 2023; Srivastava et al., 2017),
- Rotasyonu olan dişler (AlMogbel, 2023),
- Premolar diş çekimi gerektiren vakalar (Moya & Zafra, 2021),
- Molar dişlerin diş distalizasyonu (Srivastava et al., 2017),
- Ortognatik cerrahi vakaları (EL et al., 2023),
- Karma dentisyona sahip çocuklarda ve ergenlerde dental ekspansiyon yapılması yer problemlerinin giderilmesi, dişlerin hizalanması ve sagittal problemlerin çözülmesi (AlMogbel, 2023),
- Relaps vakalarıdır (Srivastava et al., 2017).

2.6 MA Apareyi

Tarihsel olarak şeffaf plakların Sınıf II iskelet uyumsuzlukları düzeltme potansiyeli bulunmamaktaydı. Büyümekte olan mandibular retrognatiye sahip hastalar ilk olarak bu malokluzyonu düzeltmek için Twin Blok, Herbst ve Bionatör gibi fonksiyonel apareylerle tedavi edilip vaka Sınıf I olarak düzeltildikten sonra ikinci aşamada seviyeleme ve hizalamanın tedavisinde şeffaf plaklar kullanılmaktaydı (Tai, 2018a).

2017 yılında Align teknoloji, Invisalign'in mandibular ilerletme özelliğini tanıttı. Bu aparey her iki şeffaf plağın bukkal yüzeyine yerleştirilen hassas kanatlar adı verilen özelliğin eklenmesiyle geliştirilmiştir. Bu hassas kanatlar Sınıf II düzeltimi sağlamak için alt çeneyi ileri doğru hareket ettirerek kapanışı birbirine kenetler. Sınıf II düzeltimi için kullanılan bu yeni aparey mandibular retrognati ile kendini gösteren Sınıf II iskeletsel olumsuzlukların tedavisinde büyük bir umut vadetmektedir. 2015 yılında başlatılan çok merkezli bir çalışmadan elde edilen ön verilere göre bu aparey ile overjet ve overbite'da azalma, ANB açısında bir azalma, SNB de bir artış ve Sınıf II düzeltilmesi için yüz konveksitesinde bir azalma olduğu gösterilmiştir (Tai, 2018a).

MA apareyi 0,75 mm kalınlığında olup, her bir arktaki tüm dişleri kaplamaktadır. Bununla birlikte sağ ve sol posterior bölgelerde hassas kanatlara sahiptir (Fotoğraf 2.2.).



Fotoğraf 2.2. MA apareyi

2.6.1 MA Apareyinin Aşamaları

1. Mandibular İlerleme Öncesi (pre-MA) fazı: Yazılım mandibular ilerleme için birkaç farklı aşamaya sahiptir. İlk aşama hassas kanat içermeyen pre-MA aşamasıdır. Bu aşama yazılım tarafından aşağıdaki durumlar algılandığında programlanır:

- Sınıf II bölüm 2 vakalarında maksiller keser dişlerin ilk ilerleme atlaması yapılabilmesi için en az 2 mm overjet oluşturacak şekilde procline edilmesidir.
- 8 mm'den fazla şiddetli derin kapanış vakalarında ilerleme aşamasından önce spee eğrisi overbite minimum 8 mm olacak şekilde düzleştirilecektir.
- Meziobukkal rotasyonu 20°'den fazla olan birinci azı dişlerinin hassas kanatların yerleştirilmesini sağlamak için rotasyonu düzeltilecektir.
- Posterior çapraz kapanış varsa pre-MA aşamasında düzeltilecektir(Tai, 2018a).

Pre-MA fazı aslında vakayı tedavinin mandibular ilerleme fazı için hazırlar bu aşama en az 4 şeffaf plak içerir (Tai, 2018a).

2. Mandibular İlerleme (MA) Fazı: MA fazı minimum 26 aşamadan oluşur ve 7 günlük değişim aralıklarıyla 6 aylık tedavi süresine kadar çalışır.

Klinisyen oklüzyonun Sınıf I molar ilişkisini sağlamak için gereken tahmini süreye bağlı olarak daha fazla şeffaf plak isteyebilir. Tam tüberkül Sınıf II malokluzyoun düzeltilmesi için yarım tüberkül Sınıf II malokluzyondan daha fazla zaman gerekir. Sınıf I e düzeltmek için gerekli olan tedavi süresi hastanın büyüme atılımının zamanlamasına da bağlıdır (Tai, 2018a).

MA fazı sırasından hassas kanatlar maksiller ve mandibular şeffaf plaklara yerleştirilir. Hassas kanatların yeri dinamiktir ve mandibula ilerledikçe değişebilir. Varsayılan protokol alt çenenin her 8 plakta 2 mm, yani 2 ayda bir 2 mm ilerlemesini sağlamaktır. Klinisyen tarafından aksi belirtilmedikçe mandibulanın son ilerlemesi keser dişler uç uca konuma getirilinceye kadar bir dizi atlama simülasyonunu takiben olmaktadır. Klinisyen ayrıca farklı bir ilerleme sekansı da isteyebilir (Tai, 2018a).

Dijital olarak tasarlanmış şeffaf plakların geleneksel fonksiyonel apareylere göre diğer bir avantajı MA fazında aynı anda diş hareketlerinin de gerçekleşmesidir. Bunlar ön dişlerinin hizalanmasını alt çene ilerledikçe maksiller arkın genişlemesini, mandibular arktaki spee eğrisinin düzleştirilmesini ve derin kapanışın düzeltilmesi için maksiller ve mandibular keser diş intrüzyonunu içerir (Tai, 2018a).

3. Mandibular İlerleme Sonrası (Post-MA) Fazı: Mandibular ilerleme tamamlandığında mandibulayı ileri pozisyonda tutmak için hassas kanatlı pasif plaklar kullanılır Align teknoloji bu amaç için 4 geçiş plağı sağlar ve daha sonra gerekli diş hareketlerini tamamlayacak hassas kanatlarının olmadığı ek şeffaf plaklar üretmek için yeni kayıtlar alınır. Düzeltilmemiş rotasyonlar rezidüel derin kapanış veya hafif Sınıf II bukkal ilişki ek plak aşamasında düzeltilebilir (Tai, 2018a).

MA avantajları:

- Geleneksel olarak karışık dişlenme döneminde kullanılan fonksiyonel apareylerle karşılaştırıldığında, diş hareketini ve mandibular ilerletme özelliğini tek bir apareyde toplamıştır (Ravera et al., 2021).
- Tedavi süresi açısından geleneksel apareylere kıyasla daha kısa sürmektedir (Tai, 2018a).

MA Dezavantajları:

- Başarısı hasta uyumuna bağlıdır (Tai, 2018a).

- Diğer fonksiyonel apareylere nazaran daha pahalıdır.

2.7 Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde uygulanan tedavilerde birden çok farklı materyal kullanılmaktadır. Bu malzemelerin mekanik özelliklerini, dayanıklılıklarını, ağız içi ve ağız dışı ortamda kaldırabileceği kuvvetlerin miktarını belirlemek zordur. Bu yüzden materyallerin stres ve gerinimlerini canlı olmayan modeller üzerinde ölçmek tedavi planlamamızda birçok avantaj sağlamaktadır (Ramoğlu & Ozan, 2014).

Ortodontik apareylerle dişlere uygulanan kuvvetler, periodontal ligament üzerinden alveol kemiğine iletilir ve bu süreç, sert dokuların fiziksel yapısında değişimlere yol açar. Uygulanan kuvvetlerin etkisiyle dişlerde meydana gelen hareketler ve bu hareketlerin iletiildiği destekleyici dokularda oluşan gerilmelerin yerleri ve büyüklüklerinin klinik olarak belirlenmesi ve değerlendirilmesi güçtür. Bu nedenle, bu tür değişikliklerin doğru bir şekilde analiz edilmesi amacıyla birçok farklı stres analiz teknikleri kullanılmaktadır (Tanne et al., 1987). Diş hekimliğinde aşağıda sıralanan analiz yöntemlerini kullanılabılır:

1. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi
2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Gerilim Ölçerli Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Holografik İnterferometri Yöntemi
5. Termografik Kuvvet Analizi
6. Radyotelemetri
7. Sonlu Elemanlar Yöntemi (Ulusoy & Aydın, 2010).

2.7.1 Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Kuvvet dağılımını incelemek için, analiz edilecek yüzeye özel bir madde homojen şekilde uygulanır ve ardından fırınlanır. Kuvvet uygulandıkça, uygulama noktasından uzaklaştıkça çatlaklar meydana gelir. Bu çatlakların yoğunluğu, o bölgenin kuvvet etkisine ne kadar maruz kaldığını gösterir. Çatlakların sıklığı, kuvvetin yoğunluğunun belirlenmesinde önemli bir göstergedir. Daha fazla çatlak oluşan bölgeler, kuvvetin etkisinin daha belirgin olduğu alanlardır. Bu yöntem,

kuvvetin dağılma düzenini ve şiddetini incelemek için etkili bir tekniktir (Hearn, 1997).

2.7.2 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Fotoelastik gerilme analizi, polarize ışık altında şeffaf materyallerin renkli desenler sergileyen özellikleriyle çalışır. Bu yöntem, geometrik olmayan nesnelerde kuvvet akışını takip etmek için kullanılır. Fotoelastik materyalden üretilen modellerde, gerilme bölgeleri polariskop cihazı ile tespit edilir. Ortodonti uygulamalarında, kuvvetlerin etkisiyle oluşan basınç değişimlerini incelemek amacıyla bu yöntem tercih edilir (Caputo et al., 1974).

2.7.3 Gerinim Ölçer ile Kuvvet Analizi

Bu analiz yönteminde gerinim ölçerler kullanılır. Gerinim ölçerler, yük altında bulunan yapıların içindeki doğal şekil değişikliklerini saptamak için kullanılan cihazlardır. Bu cihazlar, mekanik deformasyon nedeniyle iletken maddelerin elektriksel dirençlerinde meydana gelen değişimleri ölçme prensibiyle çalışır. Yapılan analizler, statik ve dinamik yüklemeler altında in-vivo ya da in-vitro olarak gerinimle ilgili sonuçlar sunar. Gerinime duyarlı uçlar incelenecek bölgeye yerleştirilip bu yapılara kuvvet uygulanır. Statik ve dinamik oluşan gerinim yükseltici aracılığıyla bilgisayara aktarılır (Szwedowski et al., 2010).

2.7.4 Holografik İnterferometri Yöntemi

Holografik interferometri, lazer ışını kullanarak bir modelin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesiyle gerçekleştirilen bir tekniktir. İnterferometre olarak adlandırılan alet ile 2 lazer ışın demeti sayesinde modeldeki aralık ve yer değiştirme miktarı hesaplanır (Grédiac & Hild, 2012).

Işığın kırınım ve girişim özelliklerinden faydalanılarak ışın verildiği zaman cisim hareket ettirildiğinde; holografik görüntüde ortaya çıkan mevcut ışın saçakların incelenmesi ile görüntü oluşur. Bu incelemede deformasyon miktarı ise lazer ışınlarının görünür ışın saçakları şekline dönüştürülmesiyle gözlemlenmektedir (Nikolai, 1975).

2.7.5 Termografik Kuvvet Analizi

Bir malzemeye uygulanan kuvvet sonucunda, iç yapısında meydana gelen moleküler düzeydeki ısı değişimlerinin tespit edilmesini sağlayan bir analiz yöntemidir. Bu yöntemde, homojen yapıya sahip materyallerde uygulanan mekanik yüklemeler sırasında oluşan gerilimlerin bir sonucu olarak ortaya çıkan ısı değişimleri, materyal üzerinde belirli bölgelerde yoğunlaşarak gözlemlenebilir (Craig, 1980).

2.7.6 Radyotelemetri

Bu yöntem, bilgisayar sistemleri aracılığıyla materyalle fiziksel temas olmaksızın veri iletimine dayanmaktadır. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı ünite, materyal üzerine yerleştirilen gerilim ölçerler, bu ölçerlere bağlı bir amplifikatör, anten ve veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçerlerde meydana gelen direnç değişimleri voltajda düşüslere neden olmakta, bu durum da radyo bileşenlerinin frekansında değişim oluşturarak iletimi etkilemektedir (Craig, 1980).

2.7.7 Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Metot/FEM)

Zienkiewicz tarafından tanımlanan sonlu elemanlar analiz yöntemi (FEM), diş hekimliği alanında diş yapısı, biyomateryaller, restorasyonlar, dental implantlar olmak üzere birçok konuda araştırma yapmak için kullanılmıştır (Sung et al., 2003; Zienkiewicz, 1971). Bu yöntem ile diş ve çevre dokuların, periodontal ligament, alveolar kemik gibi yapıların ortodontik kuvvetlere karşı cevabı gösterilmektedir. Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık yapıları ve fiziksel özellikleri bilgisayar ortamında modellenen matematiksel bir tekniktir. Bu yöntem, özellikle tıp ve diş hekimliği gibi alanlarda yaygın bir şekilde kullanılmakta olup, araştırmaların önemli bir parçası haline gelmiştir (Jeon et al., 1999).

Sonlu elemanlar yöntemi, bir cismin matematiksel modelini oluşturduktan sonra, tüm bileşenlerin gerilim ve deformasyonlarını hesaplamak amacıyla bilgisayar tabanlı analizleri kullanır. Bu yöntem, yapısal analizlerde, dışarıdan gelen kuvvetler, basınçlar, termal değişiklikler ve diğer etkilerin neden olduğu gerilim ve deformasyonları belirlemek için etkin bir şekilde kullanılır (Wakabayashi et al., 2008).

Model, karmaşık yapıları daha basit ve hesaplanabilir elemanlara ayırarak çözülür. Bu elemanlar farklı geometrik şekillerde olabilir ve birbirleriyle düğüm noktaları aracılığıyla bağlantı kurar. Böylece, büyük ve karmaşık yapılar daha küçük parçalara ayrılarak daha yönetilebilir bir hale gelir ve analiz için uygun hale getirilir. Sonrasında düğümler aracılığıyla, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır. Kuvvet dağılımı hesaplaması yapının tamamı yerine her eleman için ayrı ayrı bulunacağından daha hassas bir analiz için eleman sayısı ve düğüm noktaları çoğaltılabilir. Böylece boyutları belirlenmiş olan modelde yazılımlar ile belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan gerilimler ve yer değiştirmeler bu analiz yöntemiyle bulunabilmektedir (Adıgüzel, 2010; Geng et al., 2001; Güngör et al., 2002).

2.7.7.1 Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İlgili Temel Kavramlar

- **Kuvvet**

Bir cismin hareketini başlatan, durduran ya da hızını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvetin büyüklüğü, cismin kütlesi ile ivmesinin çarpımıyla hesaplanır ve matematiksel olarak, şu şekilde ifade edilir:

$$\text{Kuvvet (F)} = \text{Kütle (m)} \times \text{İvme (a)} \text{ (Asar, 2006).}$$

Kuvvet birimi olarak genelde Newton (N) veya ya da kilogram force (kgf) kullanılır. 1 kgf=9,8 N'dur. Mekanik alanda kuvvet birimi genelde Newton kullanılır.

Newton(N)=kgxm/s² formülü ile hesaplanır (Mow & Huiskes, 2005).

Kuvvetler, üç ana türde sınıflandırılabilir: çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) kuvvetleri.

- 1) Basma kuvveti, maddeleri birbirine doğru iter ve sıkıştırır.
- 2) Çekme kuvveti, cisimleri birbirinden ayırmaya çalışan kuvvet olup, gerilme yaratır.
- 3) Makaslama kuvveti ise cisimler üzerinde kayma hareketine neden olan kuvvet türüdür, genellikle cismi bir düzlemde kaydırmak için uygulanır (Asar, 2006).

- **Gerilme (Stress):**

Cismin kendine uygulanan kuvvetlere karşı oluşturduğu direnci ifade eder. Birimi N/mm². Çekme, basma ve makaslama gerilimi olarak farklı şekillerde gerilmeler vardır. Stresin birimi paskaldır fakat genel olarak megapaskal kullanılmaktadır (Pa=N/m², 1MPa=10.6Pa).

$$\text{Stres}(\sigma) = \text{Kuvvet}(F) / \text{Alan} = \text{N/mm}^2 \text{ (Gere \& Timoshenko, 2001).}$$

- 1) Basma gerilmesi (Compressive stress): Bir cismin moleküllerini birbirine doğru yaklaştıran ve aynı doğrultuda farklı yönlerde iki kuvvetin etkisiyle ortaya çıkan gerilme, basma gerilmesi (Compressive stress) olarak adlandırılır (O'Brien, 2002).
- 2) Çekme gerilmesi (Tensile stress): Bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya çalışan ve aynı doğrultuda ancak zıt yönlerdeki iki kuvvetin etkisiyle ortaya çıkan gerilmeye çekme gerilmesi (Tensile stress) denir. Bu kuvvet, cismin boyutlarını uzatarak yapısını gerer ve moleküller arasındaki bağları zorlar (O'Brien, 2002).
- 3) Makaslama-Kayma gerilmesi (Shear stress): Bir cismin moleküllerini birbirinden kaydırmaya zorlayan ve paralel iki kuvvetin farklı yönlerde etkisiyle ortaya çıkan gerilme türüne makaslama gerilmesi denir. Bu kuvvetler, cismin iç yapısında kayma hareketi oluşturur ve genellikle malzemenin yüzeyine paralel olarak uygulanır. Bu tür gerilme, özellikle malzemenin şeklini değiştiren ve kayma hareketini tetikleyen durumlarda önemlidir (O'Brien, 2002).

- **Asal gerilmeler (Principle stress)**

Asal gerilmeler, bir malzemenin belirli bir düzlemde yalnızca alanın dikey yönünde etki eden gerilmeleri ifade eder. Bu gerilmeler, malzemenin şeklinden ve üzerine etki eden yüklerin yönlerinden bağımsız olarak, makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu durumlarda ortaya çıkar. Asal gerilmeler genellikle maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üç temel gruba ayrılır.

Maksimum asal gerilme, malzemenin uygulanan yükler altında yaşadığı en yüksek gerilme değerini temsil ederken, minimum asal gerilme en düşük gerilme değerini ifade eder. Ara asal gerilme, bu iki değer arasında kalan, malzemenin iç yapısındaki orta düzeydeki gerilme değerini gösterir. Yük altındaki cisimlerde,

genellikle bu üç gerilme türünün bir arada bulunmasıyla bileşik gerilme durumu meydana gelir (MARGHITU, 2001).

Çekme ve basma gerilmelerinin dağılımı, asal gerilme dağılımı kapsamında ele alınır. Maksimum asal gerilme, pozitif bir değer olarak, en yüksek çekme gerilmelerini temsil ederken; minimum asal gerilme, negatif bir değer olarak, en yüksek basma gerilmelerini ifade eder. Analiz sonuçları, pozitif değerlerin çekme gerilmelerini ve negatif değerlerin basma gerilmelerini gösterdiğini ortaya koyar. Bir düğüm noktasında, hangi gerilme türü daha büyük mutlak değere sahipse, o gerilmenin etkisi daha belirgin hale gelir. Bu durum, malzemenin hangi yönde daha fazla deformasyona uğradığını ve hangi gerilmenin dominant olduğunu belirlemede önemli bir rol oynar (Miura et al., 1971).

- **Von Mises Gerilmesi (Von Mises stress)**

Von Mises gerilmesi, bir maddenin belirli bir bölgesindeki iç enerjinin belirli bir eşiği aştığında, o noktada şekil değişikliğine uğrayacağına dair bir kriterdir. Bu kriter, çekilebilir (ductile) malzemelerin gerilme analizinde önemli bir rol oynar ve deformasyonun başlangıç anını belirlemeye yardımcı olur. Özellikle uzama kapasitesine sahip malzemelerde, deformasyonun başlama eşiği olarak tanımlanabilir. Von Mises gerilme değerleri, kuvvet uygulanan cisimlerdeki gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeler ve dağılımı hakkında genel bir anlayış sağlamak amacıyla da kullanılmaktadır (O'Brien, 2002).

Von Mises gerilmesi, iki veya üç boyutlu asal gerilmeleri birleştirerek, malzemenin tek yönde uygulanan çekme dayanıklılığını belirlemede kullanılır. Ayrıca, malzemenin kırılma dayanıklılığını değerlendirmek için de önemli bir parametredir. Gerilme genellikle üç boyutlu bir yapıda incelenir. Von Mises gerilmesi, bu üç boyutlu gerilme verilerini tek bir pozitif değere indirger, böylece gerilme kriterinin daha anlaşılır ve uygulanabilir bir şekilde analiz edilmesini sağlar. Bu yöntem, malzemenin kırılma noktasına ulaşmadan önceki maksimum dayanıklılık kapasitesini tahmin etmek için etkili bir araçtır (Cattaneo et al., 2003; Gallas et al., 2005).

- **Elastiklik-Viskoelastiklik**

Kuvvet uygulandığında şekli değişen ve kuvvet ortadan kalktığında orijinal formuna geri dönen cisimler, elastik materyaller olarak adlandırılır (Hughes, 1987).

Kuvvet uygulandığında elastik ve visköz özellikler sergileyen, kuvvet sonlandırıldığında ise eski formuna gecikmeli olarak dönen cisimler, viskoelastik materyaller olarak adlandırılır (Hughes, 1987; MARGHITU, 2001).

- **Gerinim (Strain)**

Kuvvet uygulanan bir cismin uzunluğundaki değişim, cismin orijinal uzunluğuna oranlanarak hesaplanır ve bu hesaplama birimi olmayan bir değeri temsil eder. Uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilme, cismin fiziksel olarak deformasyona (elastik ya da plastik) neden olabilir. Bu tür değişiklikleri tanımlamak için "gerinim" terimi kullanılır. Elastik gerinim durumunda, stres ortadan kalktığında cisim eski haline döner. Ancak plastik gerinim durumunda, cisim eski formuna geri dönemediği için kalıcı bir şekil değişikliği meydana gelir. Bu süreç sonucunda kopma veya kırılma gibi olaylar da gerçekleşebilir (Adıgüzel, 2010; Zaimoğlu et al., 1993).

- **Gerilme/Gerinim Eğrisi (Stress/Strain Curve)**

Kuvvet altında malzemelerin elastikiyet, deformasyon ve dayanma limitlerini gösteren eğriye gerilme/gerinim eğrisi denir. Bu eğrinin doğru bir şekilde anlaşılabilmesi için belirli terimlerin bilinmesi önemlidir (Hughes, 2003).

- **Elastiklik Sınırı**

Bir malzemenin, plastik deformasyona uğramadan önce dayanabileceği en yüksek gerilme, o malzemenin akma dayanımı olarak tanımlanır. Bu değer, malzemenin elastik sınırının aşılmadan dayanabileceği maksimum gerilme seviyesini gösterir (Moaveni, 2011; Tosun, 1999).

- **Homojen Cisim**

Bir malzemenin tüm noktalarında elastik özelliklerin aynı olması durumunda, söz konusu malzeme homojen kabul edilir. Bu tür homojen yapılarda, yer değiştirme ve gerilme değerleri; elastik modül ve Poisson oranı gibi mekanik parametrelere bağlı olarak tanımlanmakta ve bu parametrelere göre değişkenlik göstermektedir (Moaveni, 2011).

- **Oransal Sınır**

Gerilimin gerilmeye oranla değişmediği maksimum değer, orantılılık sınırı olarak tanımlanır. Bu sınırın altında uygulanan kuvvetler, kalıcı deformasyona yol açmaz ve kuvvet etkisi sona erdiğinde malzeme eski haline döner (Hughes, 2003).

- **Lineer Elastik Cisim**

Uygulanan kuvvetlere karşı birim uzamanın gerilimle doğru orantılı olduğu cisimler, yalnızca belirli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Bu sınır kemikler için kabul edilebilirken, yumuşak dokularda bu değer oldukça düşüktür ve bu sınırın aşılması durumunda hesaplama hataları meydana gelmektedir (Hughes, 2003).

- **İzotrop ve Anizotropi**

Elastik özelliklerin her yönde eşit olduğu durum, izotropi olarak adlandırılır. İzotropik malzemeler, yön farkı gözetmeksizin, uygulanan çekme, basma ve makaslama kuvvetlerine karşı aynı elastik modülü sergilerler. Buna karşın, anizotropik cisimler, bu kuvvetlerin etkisiyle oluşan gerilimlerde farklı elastiklik modüllerine sahip olurlar (Hughes, 2003).

- **Elastisite modülü (Young modülü)**

Elastikiyet modülü, bir cismin elastik sınırları dahilindeki dayanıklılığını gösteren bir katsayı olup, gerilmenin gerinime oranı olarak tanımlanır. Bu modül, cismin deformasyona karşı gösterdiği direnç ile yük altındaki davranışını belirler ve gerilme ile deformasyon arasındaki ilişkiyi tanımlar (Ayale, 2012; O'Brien, 2002).

Maruz kaldığı gerilmeler sonucunda değişim gösteren bir cismin, gerilmeler kaldırıldıktan sonra eski haline dönme yeteneğini ifade eden değere esneklik katsayısı denir. Bu değer, birimi kg/mm² olarak ifade edilir. Formülü ise şu şekildedir:

$$\text{Esneklik Katsayısı} = \text{Gerilim} / \text{Gerinim} \text{ (Shaw et al., 2004).}$$

Elastik modül, her malzemenin özelliğine göre değişkenlik gösterir. Elastik modül değeri arttıkça, malzemenin şekil değiştirmeye karşı gösterdiği direnç de artar. Bu artış, malzemenin sertliğini ve içsel direncini güçlendirir. Yüksek elastik modüle sahip bir malzeme, aynı kuvvet altında daha az deformasyona uğrar ve daha az esneme gösterir. Buna karşın düşük elastik modüle sahip bir malzeme daha fazla şekil değiştirir (Şeker, 2011).

- **Poisson Oranı**

Poisson oranı, bir cisme uygulanan sıkıştırma ve çekme kuvvetlerinin etkisiyle bir eksende oluşan gerilmenin, karşı eksende meydana gelen daralmaya oranını ifade eder. Örneğin, lastik bir bandın çekilmesi sırasında boyunda uzarken,

eninde kısalma gözlemlenir. Kısacası, Poisson oranı eksenel ve enine deformasyonlar arasındaki ilişkiyi inceleyen bir parametredir (Adıgüzel, 2010).

- **Eleman (Element) ve Düğüm (Node)**

Sonlu elemanlar analizinde, modelin oluşturulabilmesi için genellikle temel geometrik şekiller kullanılır. Bu şekiller, elemanlar veya elementler olarak adlandırılır. Elemanlar, geometrik yapıları itibarıyla üçgen, dörtgen veya paralelkenar gibi farklı kategorilere ayrılır. Ayrıca, elemanlar boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu veya döner elemanlar olarak da sınıflandırılmaktadır. Bunlara ek olarak, düğüm sayısı, düğümdeki bilinmeyenler ve probleme özel gereksinimlere göre de elemanlar farklı gruplara ayrılmaktadır (Hughes, 1987; Moaveni, 2011).

Elemanların birbirine bağlandığı noktalar, düğüm olarak adlandırılır. Düğümler, elemanları belirli noktalardan bağlayarak sabitler ve elemana şeklini verir. Katı modellerde, elemanlardaki yer değişikliği düğüm noktalarındaki yer değişikliği ile sağlanır. Sonlu elemanlar analizi sayesinde düğüm noktalarındaki yer değişimleri hesaplanarak analiz yapılır (Geng et al., 2001; Grbović & Mihajlović, 2017; Hughes, 2003; Moaveni, 2011).

İncelenecek modelin fazla elemana bölünmesi ve fazla düğüm sayısı elde edilmesi sonucun güvenilirliğini artırır.

- **Rijit eleman**

Sonlu elemanlar analizinde rijit elemanlar, yük altında şekil değiştirmeyen ve deformasyona uğramayan elemanlardır. Bu tür elemanlar, genellikle yapının genel davranışını etkilemeden yük dağılımını sağlamak amacıyla kullanılır. Rijit elemanlar, diğer elemanların deformasyonunu etkileyebilir, ancak kendileri yük altında değişiklik göstermezler. Bu elemanlar, bağlantı noktalarında veya desteklerde yük aktarımını simüle etmek için tercih edilir.

- **Sonlu eleman**

Sonlu eleman, bir yapının veya nesnenin daha küçük parçalara bölünmesini sağlayan bir yöntemdir. Bu küçük parçalar, yapının nasıl davrandığını anlamak için kullanılır. Her bir parça, farklı yükler altında ne olacağını tahmin etmekte yardımcı olur. Böylece karmaşık yapıların analizi daha kolay hale gelir.

- **Ağ yapısı (Mesh) oluşturma**

Elemanlar ve düğüm noktalarının uzaydaki konumları, ağ yapısının (mesh) oluşturulmasıyla belirlenir. Ağ yapısının oluşturulmasında eleman yoğunluğu, incelenen bölgenin önemiyle orantılı olarak değişir. Bölgenin önemi yüksekse, eleman yoğunluğu artırılarak daha detaylı sonuçlar elde edilebilir (Fuchs, 1986; MARGHITU, 2001).

- **Sınır koşulları (Boundary conditions)**

Sınır koşulları, bir yapının veya modelin belirli bölgelerinde hareket kısıtlamalarını ve kuvvet uygulama alanlarını tanımlar. Bu koşullar, yer değiştirme ve gerilme analizlerinin doğruluğu için çok önemlidir, çünkü hangi bölgelerin serbest, hangi bölgelerin sabit olduğunu veya hangi alanlara kuvvetin etki ettiğini gösterir. Bu parametreler, analiz edilen yapının gerçek dünya davranışını doğru bir şekilde yansıtmak için özenle belirlenir (Hughes, 2003).

2.7.7.2 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Prensibi

Sonlu elemanlar analizi aşamaları şu şekilde özetlenebilir:

1. Analiz Edilecek Cismin Özelliklerinin Tespit Edilmesi,
2. Geometrik Modelin Tasarlanması,
3. Matematik Modelin Oluşturulması,
4. Analiz Edilecek Cismin Malzeme Özelliklerinin Yazılıma Girilmesi,
5. Sınır Koşullarının Oluşturulması,
6. Matematiksel Denklemlerin Oluşturulması ve Çözümlemesi,
7. Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (Hughes, 1987; Moaveni, 2011).

Bu aşamalar, sonlu elemanlar analizi sürecinin temel adımlarını kapsar.

1. Analiz edilecek cismin özelliklerinin tespit edilmesi

Cismin özelliklerinin doğru bir şekilde tanımlanması, modelleme ve çözüm süreçlerinde en etkili yöntemlerin seçilmesine olanak tanır. Bu aşama, analizlerin geçerliliğini ve güvenilirliğini sağlamada kritik rol oynar, böylece sonuçlar gerçeğe en yakın şekilde elde edilebilir (Hughes, 1987).

2. Geometrik modelin tasarlanması

Geometrik modelleme aşamasının amacı, geometriyi noktalar, çizgiler, alanlar ve hacimlerle tanımlamaktır. Karmaşık veya pürüzsüz nesneler, geometrik olarak daha basit parçalar (elemanlar) kullanılarak temsil edilebilir. Bu, analizin

daha kolay ve etkili bir şekilde gerçekleştirilmesine olanak tanır (Tanne et al., 1987).

Geometrik modelleme yapmak için şu yöntemler kullanılabilir:

- a. 3D – CT Tarayıcı: Genellikle karmaşık yapıları veya canlı dokuları modellemek için tercih edilir.
- b. 3D – Lazer Tarayıcı: Cansız nesnelerin modellemesi için sıkça kullanılır.
- c. CBCT (Konik Işınlı Hüzmeli Volumetrik Bilgisayarlı Tomografi), MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ve BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntülerinin dijital ortamda işlenmesi,
- d. Modelleme sürecinde, cismin yüzeyleri optik tarayıcı veya yüzey tarayıcılarıyla taranır ve elde edilen veriler dijital ortama aktarılır.

CBCT, BT ve MRI görüntülerini kullanarak model oluşturma, anatomik yapıların detaylı bir şekilde incelenmesinde yaygın olarak tercih edilen yöntemlerden biridir (Hughes, 1987; Kusnoto & Evans, 2002).

Bu yöntemler, çeşitli uygulamalarda hassas ve detaylı modeller elde etmeye yardımcı olur (Konda & Tarannum, 2012).

3. Matematiksel modelin oluşturulması

Çözüm bölgesini veya analiz edilecek yapıyı sonlu elemanlara bölmek, sonlu elemanlar analizinin temel aşamasıdır. Bu süreçte, analize uygun eleman türleri seçilmeli ve elemanların cinsi, düzeni ve sayısı belirlenmelidir. Bu işlem için genellikle (‘‘pre-processor’’) olarak adlandırılan bilgisayar yazılımları kullanılır; bu yazılımlar, çok sayıda eleman veya karmaşık geometriye sahip yapılar için uygundur. Elemanlar ile düğüm noktalarının uzaydaki koordinatları birleştirilerek bir ağ yapısı oluşturulur ve bu yapı matematiksel model olarak adlandırılır (Davidian, 1971).

Geometrik model, eleman olarak adlandırılan sonlu küçük alt birimlere bölünür. Elemanların birbirine bağlandıkları noktalara düğüm, tüm yapıya ise ağ yapısı denmektedir. Cismin geometrisi ve boyutlarına uygun şekilde elemanlara ayrılmış yapıya matematiksel model denir (Romanyk et al., 2020).

4. Analiz edilecek cismin malzeme özelliklerinin yazılıma girilmesi

Analiz edilecek cismin malzeme özellikleri belirlenip, yazılım ortamına aktarılır. Bu veriler, Poisson oranı, Young modülü, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik, genişleme katsayısı, ısı, sönümlenme etkisi, izotropizm, ortotropizm ve anizotropizm gibi faktörleri kapsar. Uygulanan yüklemelerle birlikte, ağ yapısını oluşturan

elemanlardaki gerilme ve gerinim değerleri, özellikle Young modülü ve Poisson oranı aracılığıyla belirlenir. Bu parametreler, malzemenin doğru bir şekilde modellenmesi için kritik öneme sahiptir (Cook, 2007).

5. Sınır koşullarının oluşturulması

Bir elemanın bilgisayar ortamında oluşturulduğunu ve üzerine bir kuvvet uygulandığını düşünelim. Bu durumda, eleman serbest bir katı cisim gibi hareket eder ve deformasyona uğramadan sadece translasyon, dönme ya da bu hareketlerin bir kombinasyonunu gerçekleştirir. Deformasyonu analiz edebilmek için bazı düğümlerin serbestlik dereceleri sınırlandırılmalıdır. Bu durum her düğümün x, y ve z yönlerindeki hareketlerini engeller. Bu tür kısıtlamalar, "sınır koşulları" olarak adlandırılır (Konda & Tarannum, 2012).

Sınırlayıcı koşullar, oluşturulan modelin uzaydaki hareketini kısıtlamak için kullanılır. Bunun yanı sıra, model üzerindeki kuvvetler ve bu kuvvetlerin yönleri de bu koşullar aracılığıyla tanımlanabilir. Bu şekilde, modelin davranışı daha gerçekçi bir şekilde simüle edilir ve sistemin dinamikleri üzerinde kontrol sağlanır.

Sınır koşullarının belirlenmesi, modele bir referans noktası oluşturur ve böylece uygulanan kuvvet, modelin biyolojik cevabını doğru şekilde yansıtır. Bu adım, problem denkleminin yalnızca bir çözümünü ortaya koyarak istenilen sonuca ulaşmayı mümkün kılar (Geng et al., 2001; Richmond et al., 2005; Van Staden et al., 2006).

Sınır koşulları belirlendikten sonra, modelin analizine başlanır (Moaveni, 2011).

6. Matematiksel denklemlerin oluşturulması ve çözülmesi

Non-lineer ve lineer matematiksel denklemler, analitik veya bilgisayar destekli sayısal analiz yöntemleriyle çözülebilir. Bu denklemler, malzeme özellikleri, yer değiştirme miktarları ve ısı transferi gibi farklı alanlarda kullanılır. Deplasman vektörünü (u) belirlemek için, belirlenen sınır koşulları altında denklemler çözülür. Düğüm yer değiştirmeleri tespit edildikten sonra, elemanların gerilme ve deformasyonları hesaplanarak analiz sonlandırılır (Richmond et al., 2005).

7. Analiz sonuçlarının yorumlanması

Elde edilen sayısal sonuçlar, modele uygulanan kuvvetlerin etkisiyle ortaya çıkan gerilme değerlerini ve uzayın üç yönündeki yer değiştirme miktarlarını gösterir. Bu veriler, çeşitli yöntemlerle görselleştirilebilir. Örneğin, sayısal

sonuçların yer aldığı tablolar ve grafikler, animasyonlar, yer değiştirme görselleri ve gerilme değerlerini renkli şekilde sunan görüntüler gibi farklı görselleştirme teknikleri kullanılabilir. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan renkli görseller, verilerin analiz edilmesinde önemli bir rol oynar. Bu görsellerde, modelin tüm gerilme ve yer değiştirme değerleri, değer aralıklarının renklerle ifade edildiği bir ölçekle farklı pozisyonlarda sunulmaktadır (Cook, 2007; Richmond et al., 2005).

Analiz aşamasına geçildiğinde, kuvvetin büyüklüğü ve uygulama süresi doğru bir şekilde belirlenip, yazılımın hesaplama algoritmaları ve matematiksel denklemleriyle simülasyon sonuçları elde edilir. Her bir elemanın yer değiştirme, gerilme ve deformasyon değerleri belirlenir ve bu veriler tüm yapıya entegre edilir. Analiz imkanlarını genişletmek için; gerilme, sıkıştırma veya yer değiştirme gibi analiz türlerinde belirli bir eksen seçilerek farklı fonksiyonların simülasyonu gerçekleştirilebilir (Chopade et al., 2014).

a. Grafiksel Çıktı: Grafiklerde yer alan sayısal veriler, önemli düğümlerin yer değiştirmeleri ve kuvvetler sonucunda oluşan gerilme değerlerini gösterir. Bu değerler, renk kodlu haritalar şeklinde gösterilir. Haritalarda, modelin tamamına ait gerilme ve yer değiştirme değerleri, renklerin bir skala ile değerlendirilmesiyle belirlenir. Kırmızı renk, maksimum gerilme stresini; mavi renk ise maksimum basınç stresini temsil eder (Mohammed & Desai, 2014).

b. Sayısal Çıktı: Bu çıktı ile cismin gerilme ve gerinim (principle stress/strain) değerleri belirlenir (Moeen et al., 2014).

c. Animasyonlar: Sonuçlar, görselliği artırmak amacıyla animasyon şeklinde sunulur (Mohammed & Desai, 2014). Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, kesitlerdeki ve düğümlerdeki stres değerleri doğru bir şekilde belirlenerek diğer örneklerle karşılaştırmalar yapılarak anlamlı analiz sonuçları elde edilir (Logan, 2011; Moeen et al., 2014). Gerilimler, kırılma malzemelerin özellikleri hakkında bilgi verirken, Von Mises değerleri, yapının tamamındaki makaslama kuvvetlerinin birleşik etkileri hakkında fikir sağlar (Geng et al., 2001). Ayrıca, yield noktasını belirlemede Von Mises değerleri, plastik deformasyona neden olan distorsiyon enerjisi ile de ilişkilidir (Chen et al., 2005).

2.7.7.3 Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi Avantajları ve Dezavantajları

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları (Geng et al., 2001; Meijer et al., 1993; Shetty et al., 2010)

- Noninvazivdir ve doğal koşullara benzer bir yaklaşım sunar.
- Modellenmek istenen nesnelerin gerçek fiziksel özellikleri simüle edilebilir.
- Yapay bir malzeme veya model kullanmadan, sadece matematiksel özellikler üzerinden şekillendirilmek istenen yapı en ideal şekilde tasarlanabilir.
- Cisimlerin yüzeyleri arasındaki yapışma, sürtünme ve temaslar, gerçekçi bir şekilde simüle edilerek modellenir.
- Analiz tekrarlanabilir ve hem statik hem de dinamik analizler gerçekleştirilebilir.
- Sınır koşulları tanımlanabilir ve sınırsız sayıda değişiklik yapılabilir.
- Literatürde çok sayıda çalışma ve birçok bilgisayar yazılım paketi mevcut olduğundan, bu yöntem oldukça güçlüdür.
- Dişler, periodontal dokular, kranial ve fasiyal yapılar gibi pek çok farklı yapı, sonlu elemanlar analizi ile simüle edilerek deneyler yapılabilir.
- Gerilme türleri, gerilme dağılımları ve yer değiştirmeler bir arada ve oldukça hassas bir biçimde elde edilebilir.

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları (Holmgren et al., 1998; Meijer et al., 1993)

- Araştırmanın doğruluğunu sağlamak için malzeme özellikleri son derece önemlidir.
- Doğru bilgi aktarımı zorunludur, çünkü bazı kritik özelliklerin doğru şekilde iletilmesi tamamen araştırmacının sorumluluğundadır; yanlış bilgiler ise hatalı sonuçlar doğurabilir.
- Analiz yapabilmek için gereken teknoloji ve zaman şarttır.
- Gerçek koşulların katı model üzerine uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar analizleri, kesin sonuçlar vermez; sadece gerçek duruma yakın tahminlerde bulunur. Analiz, gerçek bir yapı yerine sanal bir model üzerinde yapılır ve elde edilen tüm sonuçlar (gerilmeler, gerinimler, yer değiştirmeler

vb.(Zienkiewicz & Taylor, 2005)) yaklaşık değerlerdir. Bu sebeple, gerçek sonuçlarla elde edilen sonuçlar arasındaki farkı tespit etmek zordur.

- Analiz modeli objektif olmayıp, kullanıcının tercihlerine göre şekillenir. Kullanıcı, modeli istediği gibi detaylandırabilir; ancak modelin veya analizin doğruluğuna dair kesin bir garanti vermek zordur.

2.8 Hipotez

Bu çalışmada, “Sınıf II malokluzyon tedavisinde kullanılan şeffaf plak MA ile Twin Blok apareylerinin dental, iskeletsel ve TME yapıları üzerinde etkisi arasında fark vardır” şeklinde kurulmuş olan başlangıç hipotezinin doğruluğu incelenecektir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada adölesan dönemde olan bir bireyin tomografi verileri kullanılarak modeller oluşturulmuştur. Birey Sınıf II maloklüzyona sahip herhangi bir ortodontik tedavi görmemiştir. Çalışmada kullanılan tomografi verisi açık erişimli https://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html sitesi aracılığı ile elde edilmiştir.

Bu tez çalışmasında, 3D sonlu eleman analizi kullanılarak Şeffaf Plak MA ve Twin Blok apareyleri, maksilla, mandibula, dişler ve temporomandibular eklem (TME) yapıları modellenmiştir. Sınıf II maloklüzyona sahip bireylerde, Şeffaf Plak MA ve Twin Blok apareylerinin bu yapılar üzerindeki stres değerleri, dağılımları ve yoğunlaşma bölgeleri statik lineer analiz yöntemi ile incelenmiştir.

Çalışmanın amacı farklı materyallerden elde edilen MA apareyi ve Twin Blok apareylerinin diş ve çene kemiklerine, TME ve çevre dokulara etkilerinin incelenip karşılaştırılmasıdır.

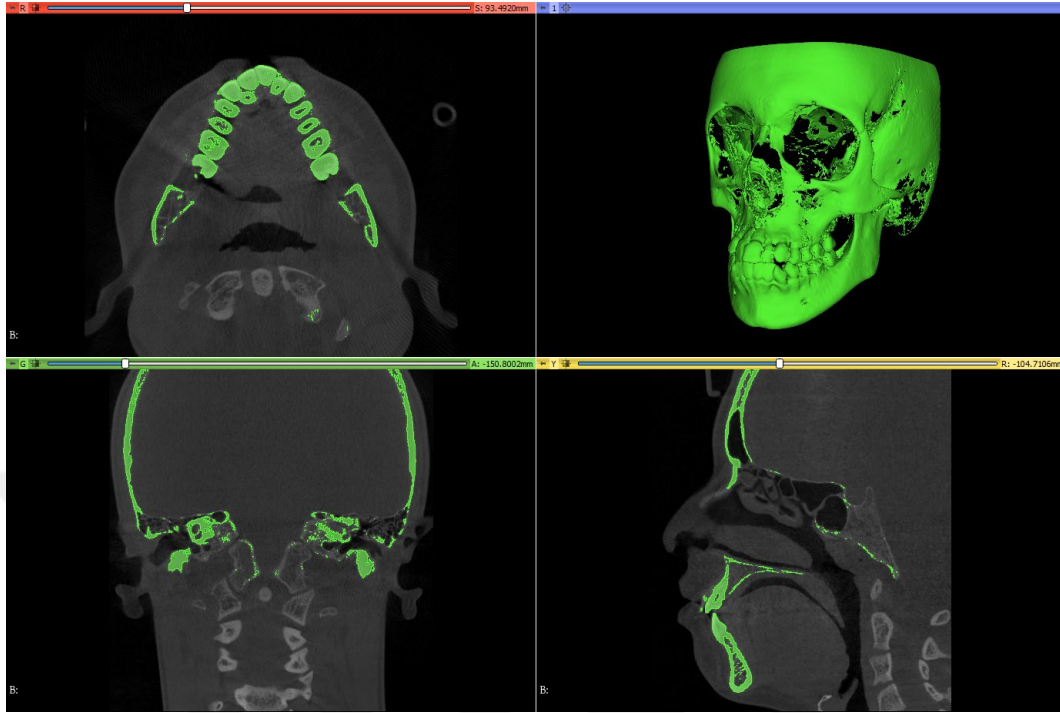
Çalışmada uygulanan sonlu elemanlar analiz yöntemi Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Mühendislik'in iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

3.1 Geometrik Modellerin Oluşturulması

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel olarak uygun bir katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz modellerinin hazırlanması ve sonlu elemanlar stres analizi, 2.40 GHz hızında çalışan INTEL Xeon E-2286 işlemci ve 64 GB ECC RAM ile donatılmış HP iş istasyonlarında yapılmıştır.

Tomografi verilerinden kemik modelinin çıkarılması, 3DSlicer (BWH, MA, USA) yazılımı ile yapılmıştır. Tomografi verisinden .stl modelinin oluşturulması, 3DSlicer yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD (Computer Aided Design) tasarımları ANSYS Spaceclaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımında yapılmış, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ yapılarının oluşturulması ise ANSYS Workbench (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımında

yapılmıştır. Sonlu elemanlar modellerinin çözümü LS-DYNA çözücüsüyle sağlanmıştır (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Çalışma modeli oluşturulurken yararlanılan tomografik veri kesitleri

3.2 Kortikal Kemikler, Trabeküler Kemikler ve Süturların Modellenmesi

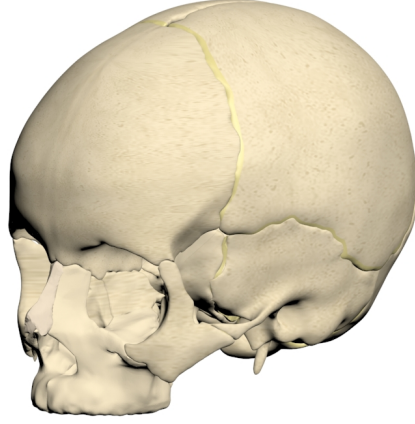
Çalışmada kullanılan kemik modellerinin elde edilmesi için, ergen bir bireyin tomografisi alınmıştır. Tomografi verisi, 0.1 mm kesit aralığıyla yeniden yapılandırılmıştır. Bu yeniden yapılandırılan tomografi verileri, DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. 3DSlicer yazılımında, DICOM verisi Hounsfield birimlerine göre ayrıştırılarak segmentasyon işlemiyle üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Sonuçta elde edilen modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu modeller, ANSYS Spaceclaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımına aktarılmış ve burada mandibular ile maksiler kemik modelleri, çalışma amacıyla optimize edilmiştir.

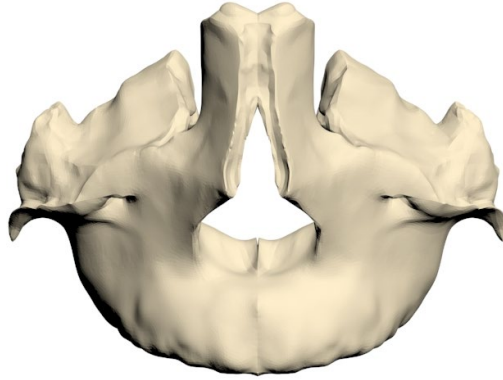
Mandibula ve maksilla kemik modellerine 2 mm offset verilerek, 2 mm kalınlığında kortikal kemik katmanları oluşturulmuştur (Şekil 3.3. ve Şekil 3.4.).

Üç boyutlu kortikal kemiğin kalınlığı ayarlandıktan sonra, iç yüzeyler baz alınarak trabeküler kemik yapıları elde edilmiştir (Şekil 3.5. ve Şekil 3.6.).

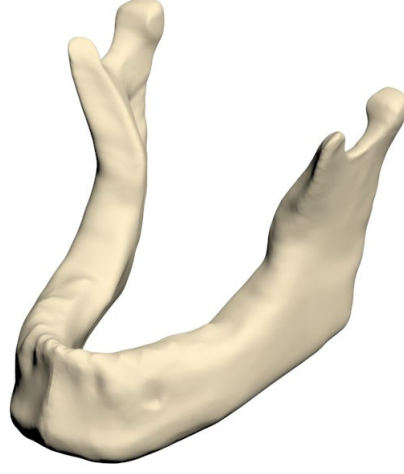
Tüm modeller, ANSYS Spaceclaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımında üç boyutlu uzayda uygun koordinatlarla yerleştirilmiş ve modelleme işlemi başarıyla tamamlanmıştır.



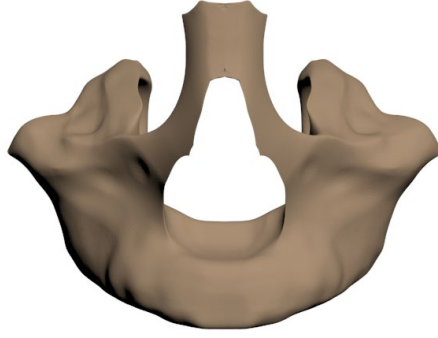
Şekil 3.2. Kafatası kemik ve suture yapısının modellenmesi



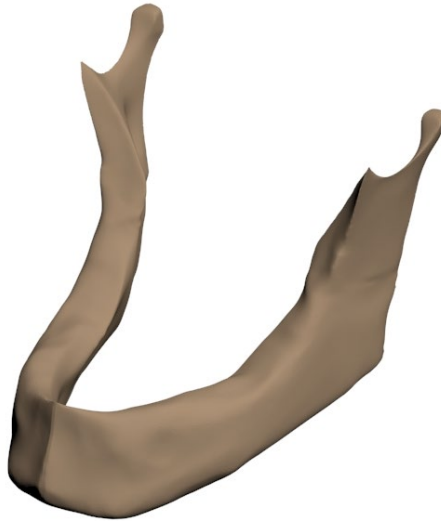
Şekil 3.3. Maksilla kortikal kemiğin modellenmesi



Şekil 3.4. Mandibula kortikal kemiğin modellenmesi



Şekil 3.5. Maksilla trabeküler kemiğin modellenmesi

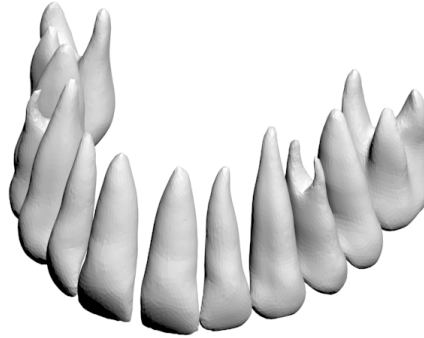


Şekil 3.6. Mandibula trabeküler kemiğin modellenmesi

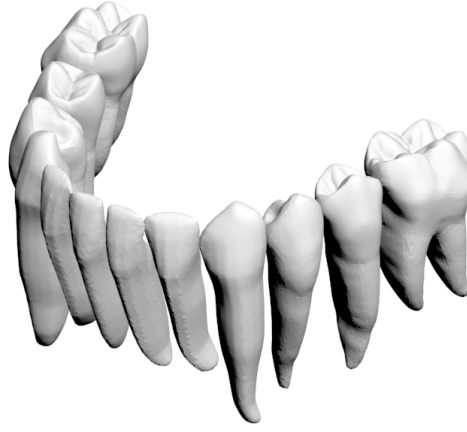
3.3 Dişler, Periodontal Ligament ve Temporomandibular Eklem (Temporal Kartilaj, Kondiler Kartilaj, Disk ve Kapsül) Modellenmesi

Maksiller ve mandibular dişler, Wheeler atlas verilerine göre modellenmiştir (Şekil 3.7 ve Şekil 3.8.). Dişlerin dış yüzeyi baz alınarak, 0.25 mm kalınlığında periodontal ligamentler tasarlanmıştır (Xu et al., 2018) (Şekil 3.9. A-B).

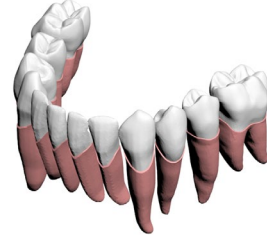
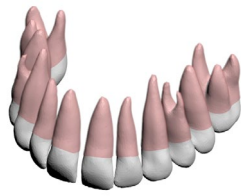
Glenoid fossaya oturan temporal kartilaj ve kondile oturan kondiler kartilaj ANSYS Spaceclaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımında modellenmiştir. Artiküler disk ise temporal kartilaj ile kondiler kartilaj arasına gelecek şekilde ANSYS Spaceclaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımında modellenmiştir. Kapsül ise temporal ve kondiler kartilaj arasına, artiküler diskin etrafını saracak şekilde ANSYS Spaceclaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.10.).



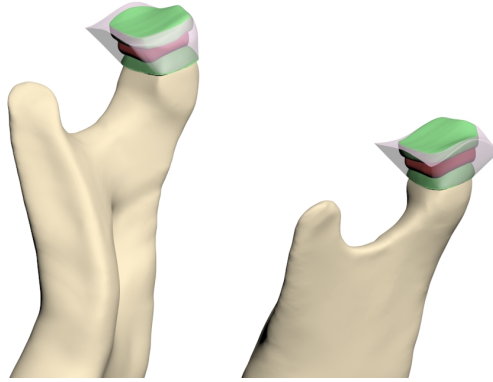
Şekil 3.7. Maksiller dişlerin modellenmesi



Şekil 3.8. Mandibular dişlerin modellenmesi



Şekil 3.9. A) Üst dişlerin periodontal ligamentlerinin modellenmesi B) Alt dişlerin periodontal ligamentlerinin modellenmesi



Şekil 3.10. Temporamandibular eklemin modellenmesi

3.4 MA ve Twin Blok Apareylerinin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

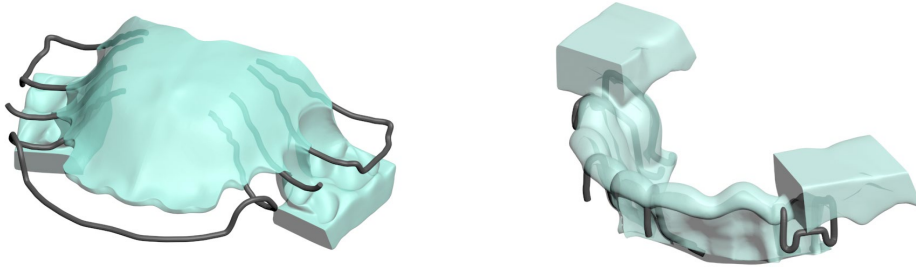
Çalışmada, MA Apareyi 0.75 mm kalınlığında olacak şekilde ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.11. A-B).

Twin Blok apareyi, dişlere temas eden kısmı 4-5 mm kalınlığında, damak kısmı ise daha ince olacak şekilde ANSYS Spaceclaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımında şekillendirilmiştir. Twin Blok'un üst apareyindeki telleri 0.8 mm, alt apareyindeki telleri 0.7 mm kalınlığında olacak şekilde ANSYS Spaceclaim (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.12. A-B). Çalışmamızda tasarlanan Twin Blok apareyinde, üst kesici diş bölgesinde vestibül ark, alt kesici diş bölgesinde ve üst birinci küçük azı dişlerinde damla kroşeler, üst birinci azı dişlerinde ve alt birinci küçük azı dişlerinde ise Adams kroşeleri kullanılmıştır. Clark'ın standart Twin Blok apareyine bazı modifikasyonlar yapılmıştır.

Kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için, ANSYS Workbench (Version 22.0, Canonsburg, Pennsylvania, ABD) yazılımında mesh yapıları arasındaki hizalama işlemi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.11. A) Üst çene için MA apareyi modellenmesi B) Alt çene için MA apareyi modellemesi



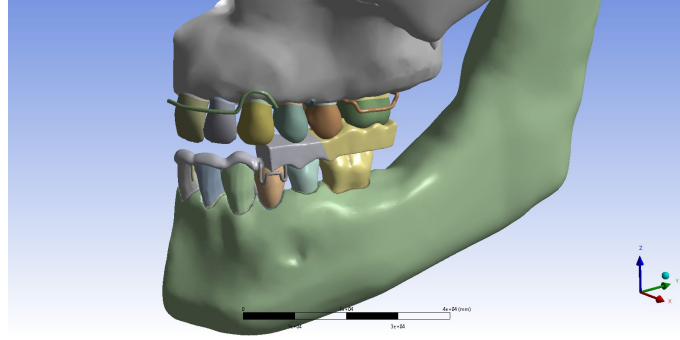
Şekil 3.12. A) Üst çene için Twin Blok apareyi modellenmesi B) Alt çene için apareyi modellemesi Twin Blok apareyi modellenmesi

3.5 Çalışma Modelleri

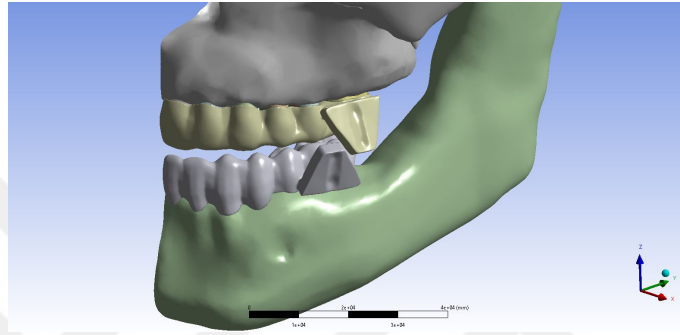
Çalışmada farklı tasarım ve materyallerle aparey modelleri oluşturulmuş ve oluşturulan modeller sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmiştir (Tablo 3.1.) (Şekil 3.13 ve Şekil 3.14.). Ulusoy ve Darendeliler'in yaptığı araştırmada, mandibulanın önde konumlandığı durumlarda temporal kasın posterior kısmının istirahat halinde 12 N kuvvet ürettiği tespit edilmiştir. Bu bulgular, Meyer ve arkadaşları ile Uner ve ekibinin çalışmalarından yararlanılarak elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda da bu kaynaklardan referans alınarak, her iki apareyin kuvveti 12 N olarak uygulanmıştır (Meyer et al., 2000; Ulusoy & Darendeliler, 2008; Uner et al., 1999). Kuvvetin yönü W. Huang ve ark yaptığı çalışmadan yararlanılarak oluşturulmuştur (Huang et al., 2023). Kuvvetin yönü aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir. Twin Blok apareyinin eğik düzlemlerinin derecesi aynı çalışmada 70°'lik eğimin en efektif sonucu vermesi sebebiyle 70° olarak oluşturulmuştur (Huang et al., 2023).

Tablo 3.1. Çalışma Modelleri

MODELLER
MODEL 01 Twin Blok: 12 N Aparey Kuvveti
MODEL 02 MA Apareyi: 12 N Aparey Kuvveti



Şekil 3.13. Twin Blok apareyi çalışma modeli

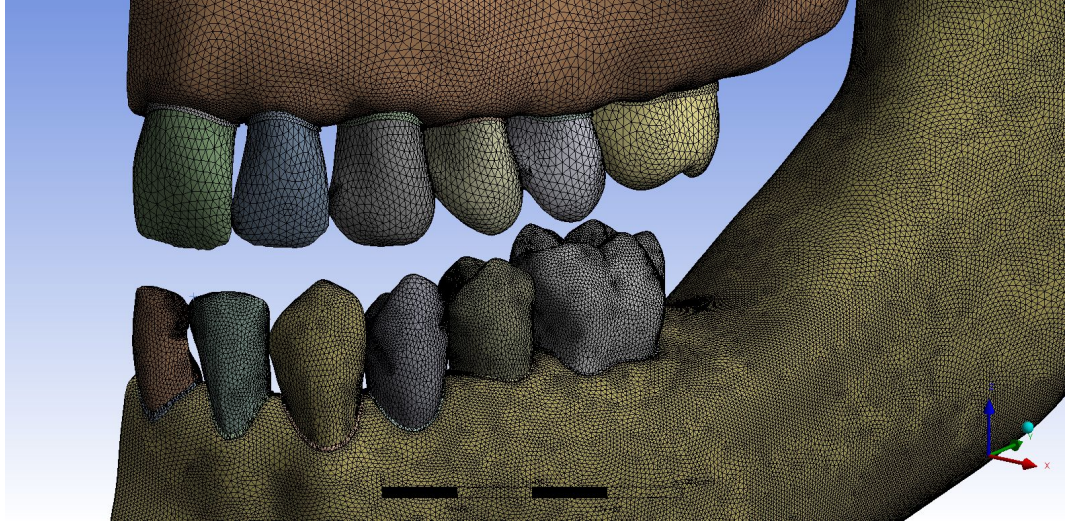


Şekil 3.14. MA apareyi çalışma modeli

3.6 Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik yapıların "mesh" adı verilen küçük parçalara ayrılmasıyla elde edilir. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme tamamlandıktan sonra, bu modeller ANSYS Workbench yazılımında matematiksel olarak işlenip analize uygun hale getirilmiştir.

Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller, LS-DYNA çözücüsüne transfer edilmiştir (Şekil 3.15.).



Şekil 3.15. Matematiksel modellerin elde edilmesi

3.7 Kantitatif Model Bilgileri

Hazırlanan iki analiz modeli için düğüm ve eleman sayıları, aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 3.2.).

Tablo 3.2. Kuantitatif model bilgileri

Aparey	Total # of Nodes	Total # of Elements
MA Apareyi	4638239	18936462
Twin Blok Apareyi	4422100	18017362

3.8 Malzeme Tanımları

Analizlerde, elastik modül ve Poisson oranı belirtilen malzemelerin doğrusal (lineer) özellikleri dikkate alınmıştır. İncelenen modelin malzeme özellikleri, sayısal olarak tanımlanmıştır (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Araştırmada kullanılan çalışma modelleri ve parametreleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [v]	Referans Makale
Kortikal Kemik	13700	0.3	(Zhang et al., 2023)
Trabeküler Kemik	7930	0.3	(Zhang et al., 2023)
Sütür	7	0.4	(Kumar et al., 2016)
Diş	18600	0.31	(Zhang et al., 2023)
PDL	40	0.45	(Zhang et al., 2023)

Tablo 3.3. (devam). Araştırmada kullanılan çalışma modelleri ve parametreleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [v]	Referans Makale
Artiküler Disk	100	0.4	(Zhang et al., 2023)
Kartilaj	12.2	0.4	(Mori et al., 2010)
Kapsül	0.49	0.49	(Huang et al., 2023)
Akrilik	2000	0.33	(Gómez-Gómez et al., 2024)
Aligner	528	0.36	(L. Liu et al., 2022)
Paslanmaz Çelik	200000	0.3	(Gómez-Gómez et al., 2024)

3.9 Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

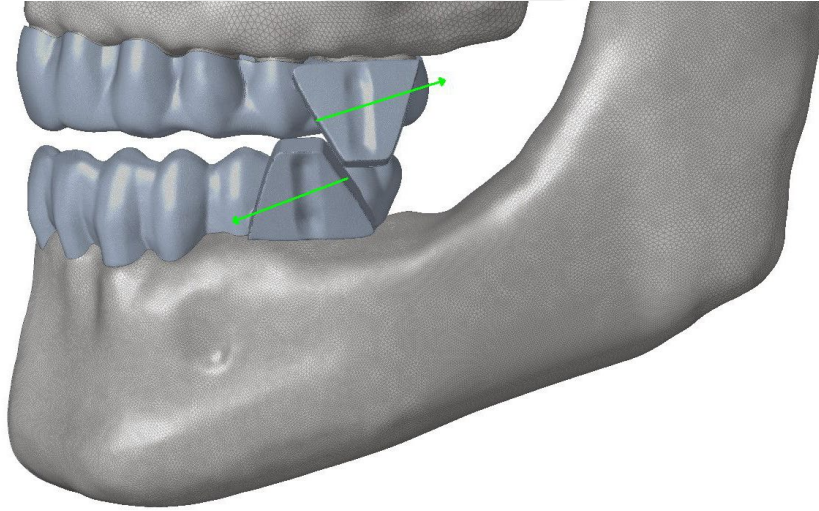
Oluşturulan matematiksel modellerde, analizlerin sağlıklı bir şekilde yapılabilmesi ve güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için, modelin parçaları arasındaki yüzey ilişkilerinin analiz yazılımında doğru şekilde tanımlanması gerekmektedir. Tüm analizlerde, temas eden bileşenler için BONDED tipi kontak tanımı uygulanmıştır. Bu yaklaşım, parçaların hareketleri sırasında birbirleriyle tam bir uyum içinde hareket ettikleri varsayımına dayanmaktadır.

3.10 Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

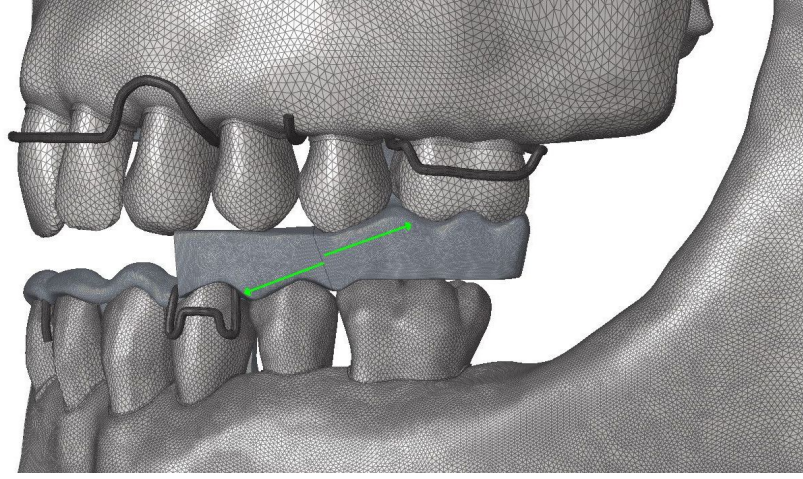
1. Senaryo: Alt çene 7 mm öne alınıp dikey boyut 4,5 mm artırılmıştır (Gülsoy & Yavan, 2023). Çene geriye doğru gelmek isterken oluşan kuvvet ile aparey etki göstermektedir. Ulusoy ve Darendeliler'in yaptığı araştırmada, mandibulanın önde konumlandığı durumlarda temporal kasın posterior kısmının istirahat halinde 12 N kuvvet ürettiği tespit edilmiştir. Bu bulgular, Meyer ve arkadaşları ile Uner ve ekibinin çalışmalarından yararlanılarak elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda da bu kaynaklardan referans alınarak, MA Apareyinin alt ve üst kanatlarının temas yerlerinden 12 N kuvvet uygulanmıştır (Meyer et al., 2000; Ulusoy & Darendeliler, 2008; Uner et al., 1999). Kanatların açısı 70°'lik eğimin en efektif sonucu vermesi sebebiyle 70° olarak ayarlanmış üst ve alt azı dişlerin hizasında bulunmaktadır (Clark, 1982; Huang et al., 2023). Kuvvetin yönü aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir (Şekil 3.16.).

2. Senaryo: Alt çene 7 mm öne alınıp dikey boyut 4,5 mm artırılmıştır (Gülsoy & Yavan, 2023). Çene geriye doğru gelmek isterken oluşan kuvvet ile aparey etki göstermektedir. Ulusoy ve Darendeliler'in yaptığı araştırmada, mandibulanın önde konumlandığı durumlarda temporal kasın posterior kısmının istirahat halinde 12 N kuvvet ürettiği tespit edilmiştir. Bu bulgular, Meyer ve arkadaşları ile Uner ve ekibinin çalışmalarından yararlanılarak elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda da bu kaynaklardan referans alarak, Twin Blok Apareyinin akrilik temas yerlerinden 12 N kuvvet uygulanmıştır (Meyer et al., 2000; Ulusoy & Darendeliler, 2008; Uner et al., 1999). Akrilik eğik düzlemin açısı 70°'lik eğimin en efektif sonucu vermesi sebebiyle 70° olarak ayarlanmış üst ve alt azı dişlerin hizasında bulunmaktadır (Clark, 1982; Huang et al., 2023). Kuvvetin yönü aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir (Şekil 3.17.).

Kuvvetler, çevredeki düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliği engellenmiştir.



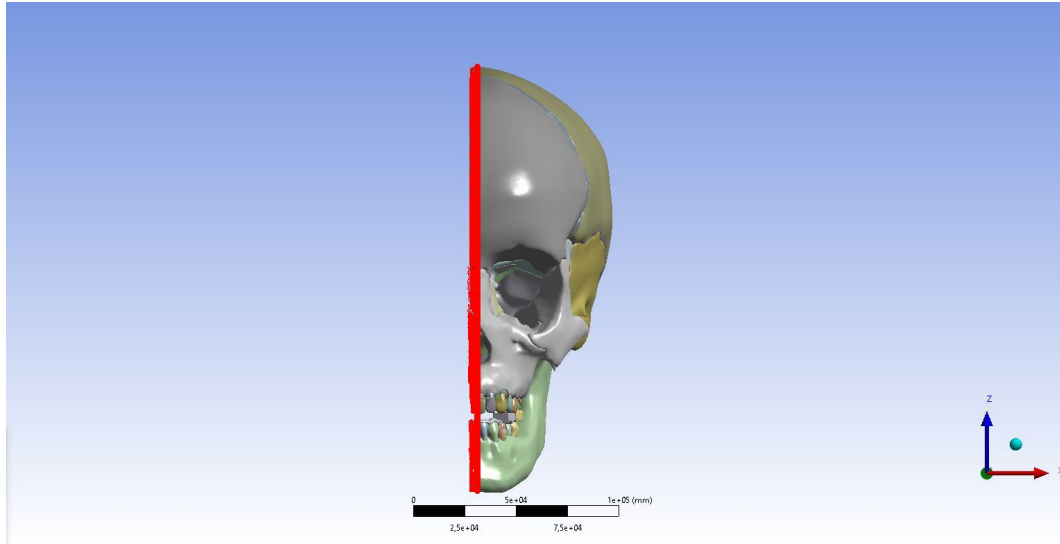
Şekil 3.16. MA apareyi yükleme senaryosu



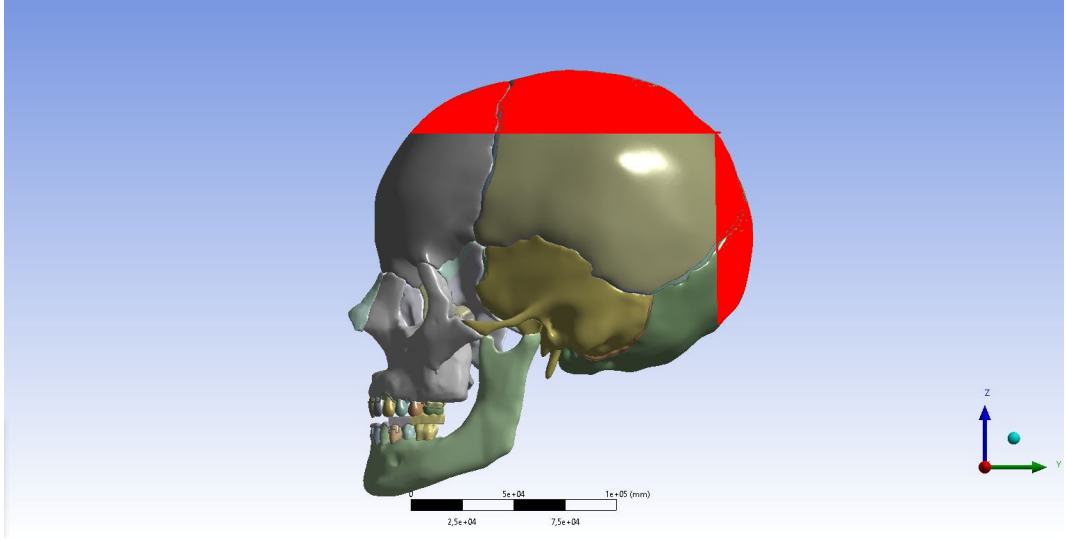
Şekil 3.17. Twin Blok apareyi yükleme senaryosu

Modeller, kemiğin superior ve posterior bölgelerindeki düğüm noktalarından her üç eksende hareketi sınırlandıracak şekilde serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir. Modeldeki tüm parçalara, X eksenine boyunca ve Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulları uygulanmıştır (Şekil 3.18 ve Şekil 3.19.).

Verilen kuvvet ve sınır koşulları altında, her iki analiz modeli için toplamda 2 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.18. Sınır Koşulları (x)



Şekil 3.19. Sınır Koşulları (xyz)

4. BULGULAR

Çalışmamızda toplam 2 model vardır. Bu modellerde apareylerin ilk aktivasyonu ile elde edilen stres ve yer değişim analizleri sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiştir.

Bu çalışmada, Twin Blok ve MA apareyleriyle gerçekleştirilen tedavilerde apareylerin çene ve yüz kemiklerine, dişlere ve temporomandibular eklem yapısına etkinliği incelenmiştir. Maksilla ve mandibular dişlerin toplam yer değiştirme miktarı ile transversal, sagittal ve vertikal düzlemlerdeki yer değiştirme miktarları değerlendirilmiştir. Bununla birlikte maksilla ve mandibular kemikte ve kondilde bazı noktaların yer değiştirme miktarı da değerlendirilmiştir. Ayrıca, maksilla ve mandibular kortikal ve spongios kemikte, temporomandibular eklem diskinde Von Mises stresleri, maksimum principle (Pmax) ve minimum principle (Pmin) stresler de incelenmiştir.

X eksen, posterior segment dişlerin bukkopalatinal yönünü; Y eksen, mesiodistal yönünü; Z eksen ise vertikal eksende oklüzogingival yönünü temsil etmektedir.

Anterior segmentteki dişler açısından ise eksenler şu şekilde tanımlanır: X eksen, dişlerin meziodistal yönünü; Y eksen, labiolingual yönünü; Z eksen ise oklüzogingival yönü temsil etmektedir.

Tüm dişlerde intrüzyon ve ekstrüzyon hareketleri Z ekseninde gerçekleşmektedir.

Çalışmamızda elde edilen Pmin ve Pmax değerleri, negatif verilerin kompresif stresi ve pozitif verilerin tensile stresi gösterdiğini ortaya koymaktadır. Kullanılan sonlu elemanlar metodu ile elde edilen değerler, kuvvetin diş, kemik ve çevre dokulara apareyler aracılığıyla uygulanmaya başladığı andaki durumu temsil etmektedir.

Yaptığımız çalışmada, yer değiştirme ile Von Mises stres, maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeleri göstermek için bir renk skalası tanımlanmıştır. Bu renk skalasında, Von Mises stresini belirten kırmızı renkle gösterilen alanlar, stresin en yoğun olduğu bölgeleri ifade ederken, koyu mavi alanlar ise en düşük stres değerlerini temsil etmektedir.

Maksimum asal gerilme değeri (Pmax- maksimum çekme gerilmesi- maksimum tensile stres) için kırmızı renkli alanlar, tensile stresin yoğunlaştığı bölgeleri

göstermektedir. Minimum asal gerilme (P_{min} -maksimum kompresif stres-maksimum sıkışma-) değerinin gösterildiği koyu mavi alanlar ise kompresif streslerin en fazla yoğunlaştığı yerleri belirtmektedir.

Transversal, sagittal ve vertikal yönde hareket miktarlarını gösteren şekillerde kırmızı renkle belirtilen bölgeler, bulunduğu ekseninde en fazla yer değişiminin gerçekleştiği alanları, koyu mavi ile gösterilenler ise incelenen yöne zıt yöndeki en fazla yer değişimini ifade etmektedir. Çalışmamızda P_{min} , P_{max} ve Von Mises değerleri 'MPa' birimiyle, yer değiştirme miktarları ise 'mm' cinsinden belirtilmiştir.

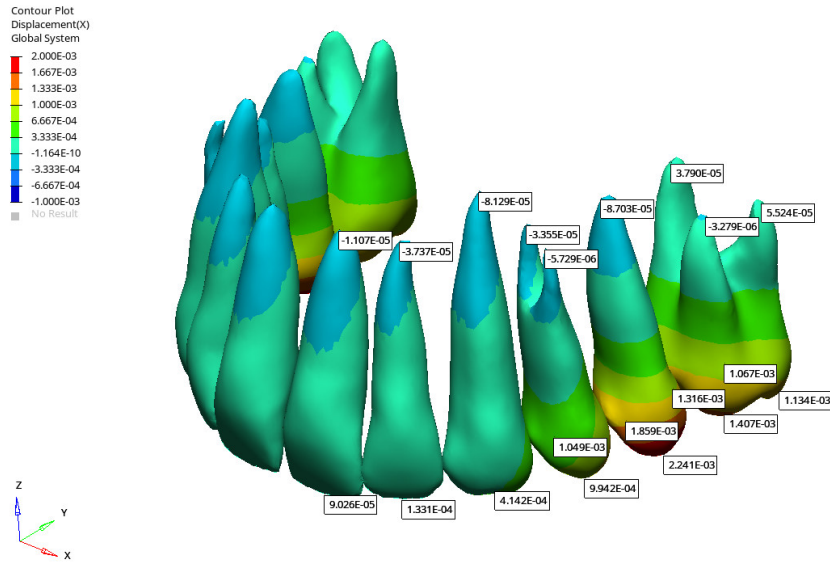
4.1 Yer Değiştirme Bulguları

4.1.1 Twin Blok Simülasyonunda Maksiller Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları

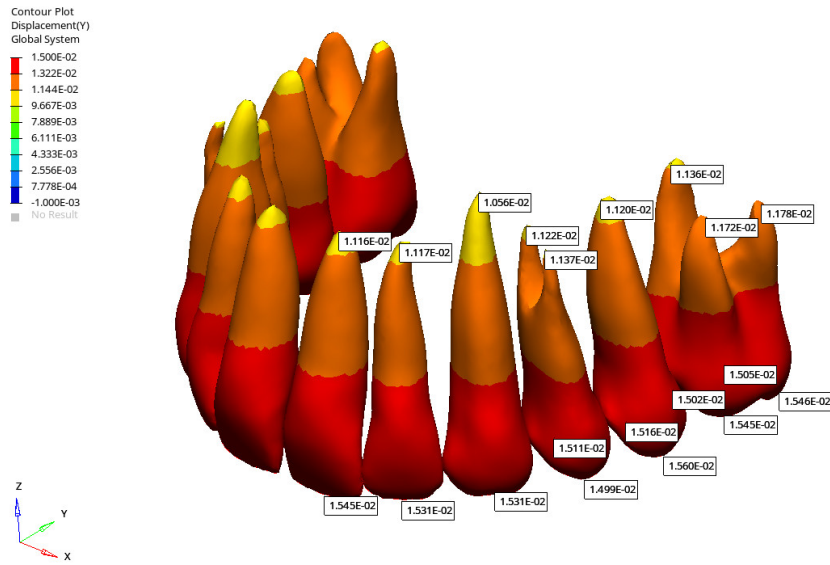
Analiz sonucuna göre üst çene dişlerinde x, y ve z eksenlerindeki hareketler ve magnitude (mag) yer değiştirme Şekil 4.1., Şekil 4.2., Şekil 4.3., Şekil 4.4. ve Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1 incelendiğinde Twin Blok apareyinde maksiller anterior dişler distal yönde hareket etmiştir. Maksiller posterior dişlerin tümü distale hareketmiştir. Distal hareket en çok 2. premolar dişin bukkal tüberkülünde daha sonra ikinci olarak 1. azı dişinin distobukkal tüberkülünde gözlemlenmiştir. En fazla distal yöne giden posterior diş kök ucu 1. molar distobukkal köktür. Tüm anterior dişler palatinal yöne posterior dişler ise bukkal yöne hareket etmiştir. 2. premolar ve 1. molar diş intrüze olup diğer tüm dişler ekstrüze olmuştur. Her üç eksenindeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek mag yani toplam yer değiştirme en çok üst keser dişin insizal kenarında ve ikinci olarak 1. molar dişin distobukkal tüberkülünde görülmüştür.

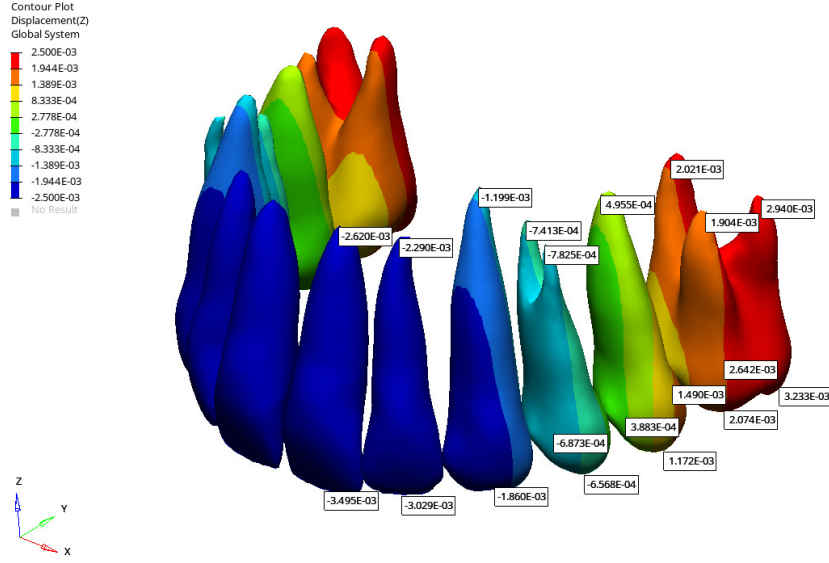
Aynı zamanda tablo incelendiğinde dişlerin insizal uçlarında ve oklüzal tüberkül tepelerinde oluşan distal yöndeki hareket apekslerde oluşan hareketlerden daha fazladır.



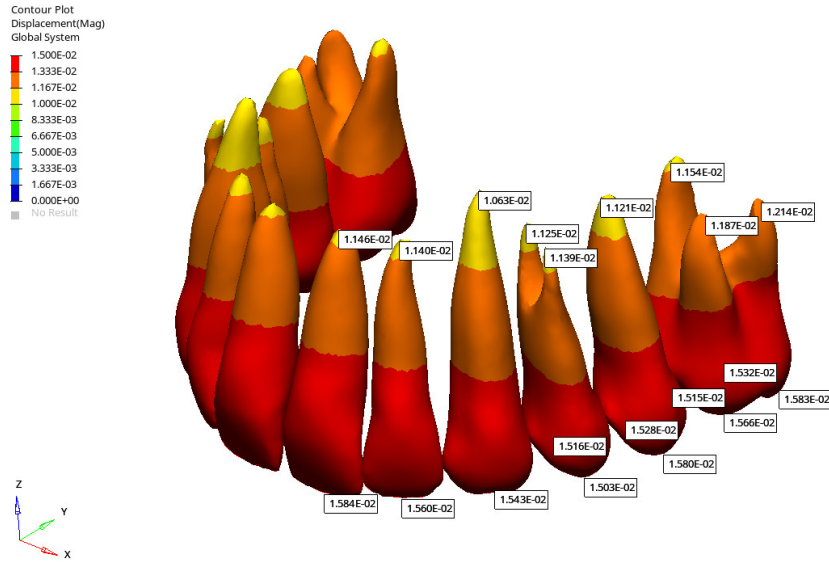
Şekil 4.1. Twin Blok simülasyonunda maksiller dişlerde x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.2. Twin Blok simülasyonunda maksiller dişlerde y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.3. Twin Blok simülasyonunda maksiller dişlerde z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.4. Twin Blok simülasyonunda maksiller dişlerde magnitude yer değiştirme miktarı

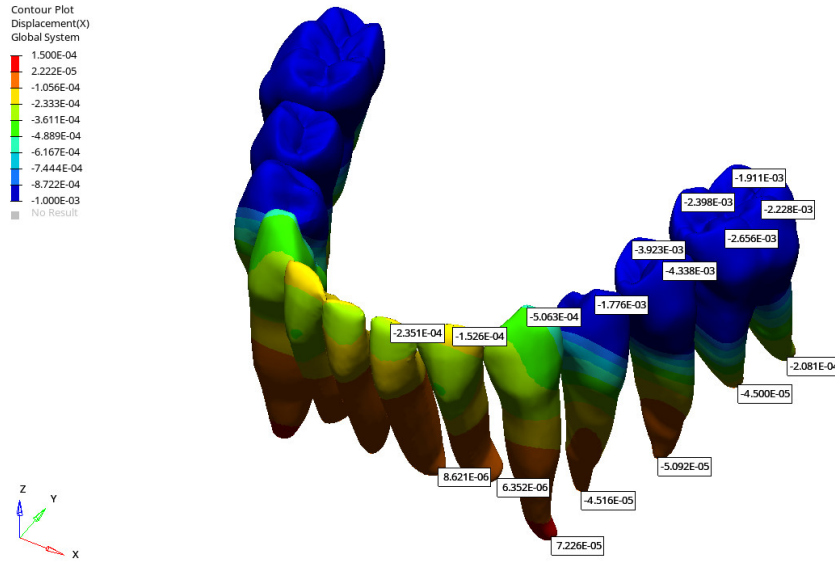
Tablo 4.1. Twin Blok simülasyonunda üst çene dişlerinde 3 yönde oluşan ve
magnitude yer değiştirme miktarı

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı(mm) X	Yer değiştirme miktarı(mm) Y	Yer değiştirme miktarı(mm) Z	Yer değiştirme Magnitude
Santral	Kesici kenar	0,0000926	0,01545	-0,003495	0,01584
	Apeks	-0,00001107	0,0116	-0,00262	0,01146
Lateral	Kesici kenar	0,0001331	0,01531	-0,003029	0,0156
	Apeks	-0,00003737	0,0117	-0,00229	0,0114
Kanin	Kesici kenar	0,0004142	0,01531	-0,00186	0,01543
	Apeks	-0, 00008129	0,01056	-0,001199	0,01063
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,0009942	0,01499	-0,0006568	0,01503
	Palatinal tüberkül	0,001049	0,01511	-0,0006873	0,01516
	Bukkal apeks	-0,000005729	0,01337	-0,0007825	0,01139
	Palatinal apeks	-0,00003355	0,01122	-0,0007413	0,01125
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,002241	0,0156	0,001172	0,0158
	Palatinal tüberkül	0,001859	0,01516	0,0003883	0,01528
	Apeks	-0,00008703	0,0112	0,0004955	0,01121
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,001407	0,01545	0,002074	0,01566
	Distobukkal tüberkül	0,001134	0,01546	0,003233	0,01583
	Meziopalatinal tüberkül	0,01316	0,01502	0,000149	0,01515
	Distopalatinal tüberkül	0,001067	0,01505	0,002642	0,01532
	Meziobukkal apeks	-0,000003279	0,01172	0,001904	0,01187
	Distobukkal apeks	-0, 000001247	0,01178	0,00294	0,01214
	Palatinal apeks	0,00003790	0,01136	0,002021	0,01154

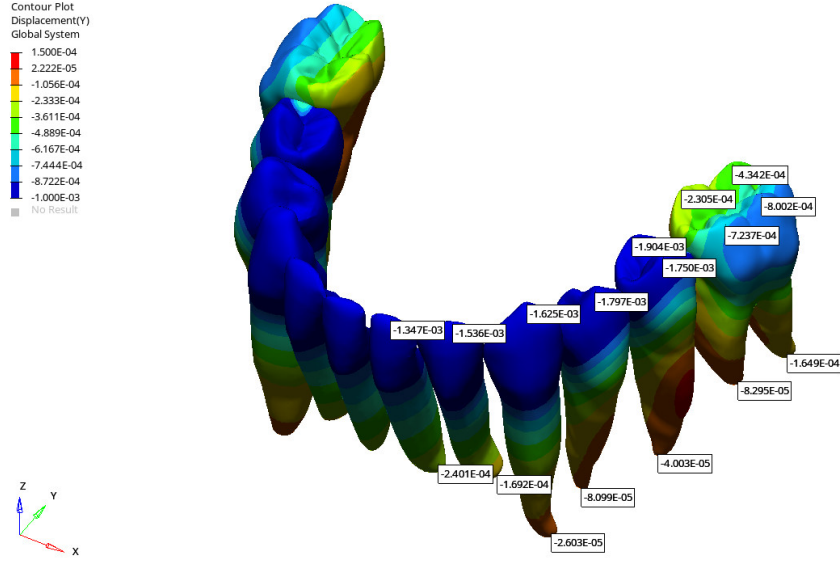
4.1.2 Twin Blok Simülasyonunda Mandibular Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları

Analiz sonucuna göre alt çene dişlerinde x, y ve z eksenlerindeki hareketler ve magnitüde yer değiştirme Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8 ve Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

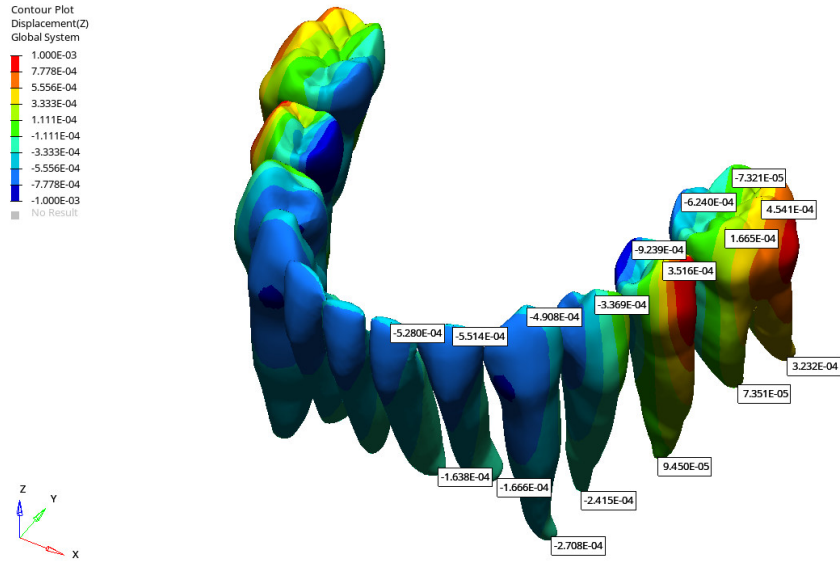
Tablo 4.2 incelendiğinde alt anterior ve posterior dişler mesial yöne hareket etmiştir. Alt anterior dişler labial yöne posterior dişler ise lingual yöne hareket etmiştir. Alt dişlerin kronlarının insizal uçları ve tüberkül tepeleri kök uçlarından daha fazla mesial yönde hareket etmiştir. Tüm anterior dişler intrüze olmuştur. 2. premolar ve 1. molar dişler ekstrüze olmuştur. En çok mesiale hareketi gözlenen alt 1. molar dişin distopalatinal tüberkülüdür. Her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek magnitüde yer değiştirme analiz sonuçlarına göre en çok hareket 2. premolar dişlerde oluşmuştur.



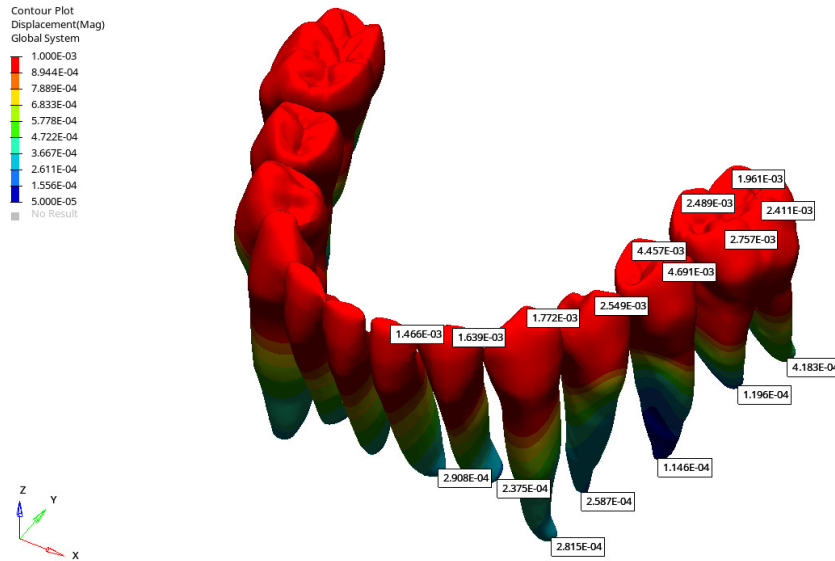
Şekil 4.5. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.6. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.7. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.8. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde magnitude yer değiştirme miktarı

Tablo 4.2. Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde magnitude yer değiştirme miktarı

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı(mm) X	Yer değiştirme miktarı(mm) Y	Yer değiştirme miktarı(mm) Z	Yer değiştirme Magnitude
Santral	Kesici kenar	-0,0002351	-0,001347	-0,000528	0,001466
	Apeks	0,000008621	-0,0002401	-0,0001638	0,0002908
Lateral	Kesici kenar	-0,0001526	-0,001536	-0,0005514	0,001639
	Apeks	0,000006352	-0,0001692	-0,0001666	0,00002375
Kanin	Kesici kenar	-0,0005063	-0,001625	-0,0004908	0,001772
	Apeks	0,00007226	-0,00002603	-0,0002708	0,0002815
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,001776	-0,001797	-0,0003369	0,002549
	Apeks	-0,00004516	-0,00008099	-0,0002415	0,0002587
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,004338	-0,00175	0,0003516	0,004691
	Palatinal tüberkül	-0,003923	-0,001904	-0,0009239	0,0004457
	Apeks	-0,0005029	-0,00004003	0,0000945	0,0001146
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,002656	-0,0007237	0,0001665	0,002757
	Distobukkal tüberkül	-0,002228	-0,0008002	0,0004541	0,002411

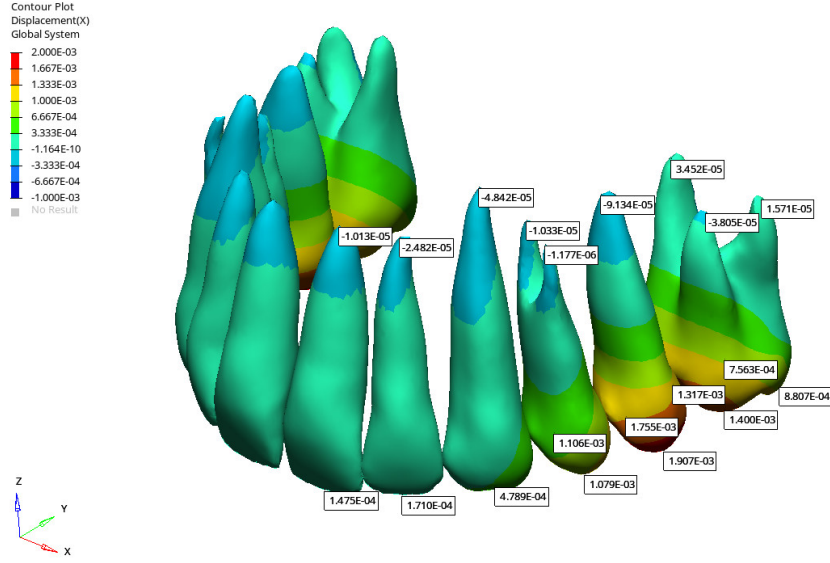
Tablo 4.2. (devam). Twin Blok simülasyonunda mandibular dişlerde magnitüde yer değıştirme miktarı

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değıştirme miktarı(mm) X	Yer değıştirme miktarı(mm) Y	Yer değıştirme miktarı(mm) Z	Yer değıştirme Magnitude
	Meziopalatinal tüberkül	0-002398	0,0002305	-0,000624	0,002489
	Distopalatinal tüberkül	-0,001911	-0,0004342	-0,00007321	0,001961
	Mesial apeks	-0,00045	-0,00008295	0,00007351	0,0001196
	Distal apeks	-0,0002081	-0,0001649	0,0003232	0,0004183

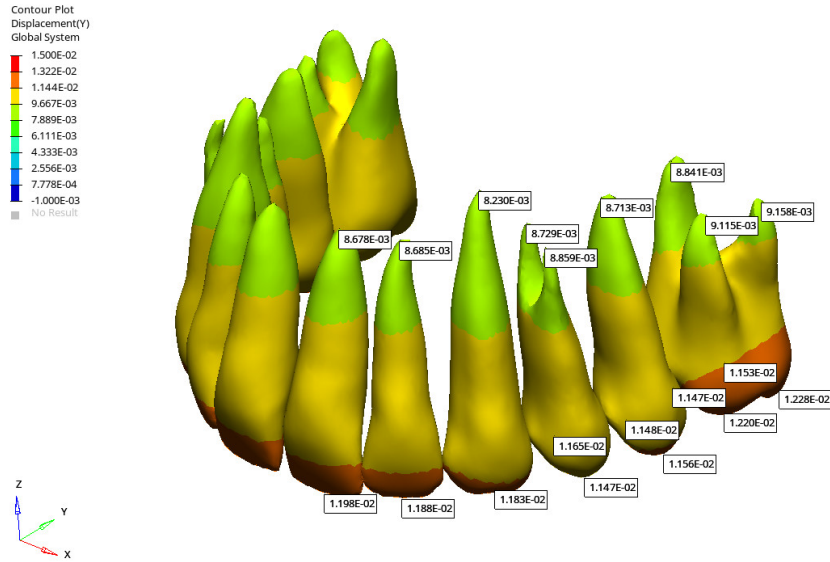
4.1.3 MA Simülasyonunda Maksiller Dişler Yer Değıştirme Bulguları

Analiz sonucuna göre alt çene dişlerinde x, y ve z eksenlerindeki hareketler ve magnitüde yer değıştirme Şekil 4.9., Şekil 4.10., Şekil 4.11., Şekil 4.12. ve Tablo 4.3.'de gösterilmiştir.

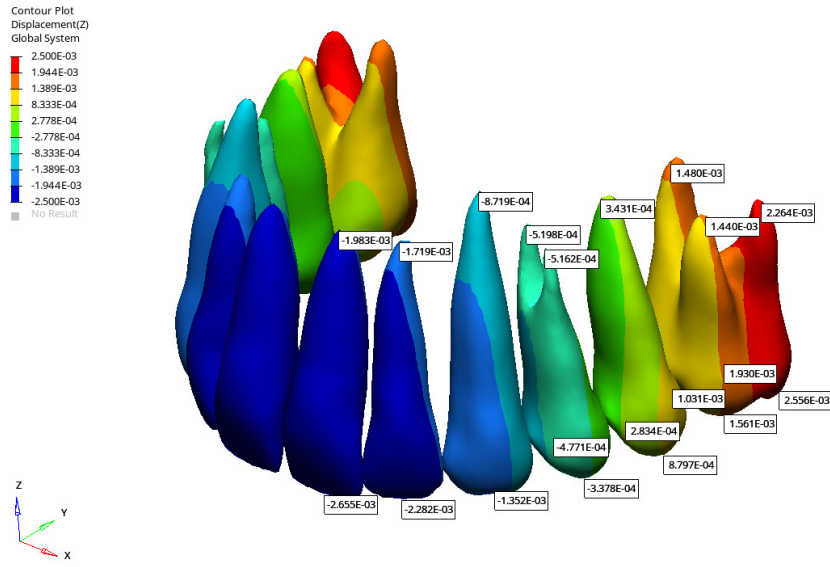
Tablo 4.3 incelendiğinde maksiller tüm dişler distal yönde hareket etmiştir. Maksiller anterior dişler palatinal yönde posterior dişler ise bukkal yönde hareket etmiştir. Anterior insizal uçları ile posterior dişlerin tüberkül tepeleri kök uçlarından daha fazla distal yöne hareket etmiştir. 2. premolar ve 1. molar dişler intrüze olup diğer tüm dişler ekstrüze olmuştur. En çok distale hareketi gözlenen 1. molar dişin distobukkal tüberkülüdür. Her üç eksenlerdeki yer değıştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek magnitüde yer değıştirmesi en fazla olan diş 1. molar diştir.



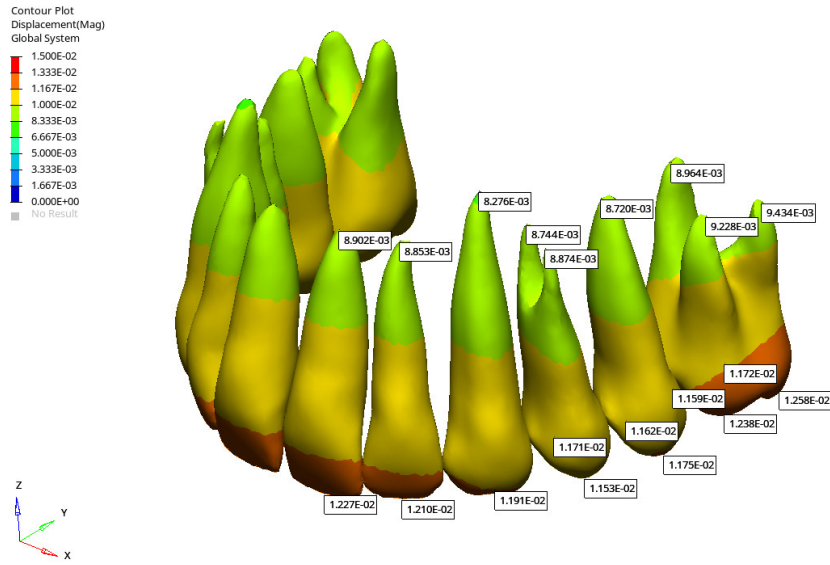
Şekil 4.9. MA simülasyonunda maksiller dişlerde x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.10. MA simülasyonunda maksiller dişlerde y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.11. MA simülasyonunda maksiller dişlerde z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.12. MA simülasyonunda maksiller dişlerde magnitute yer değiştirme miktarı

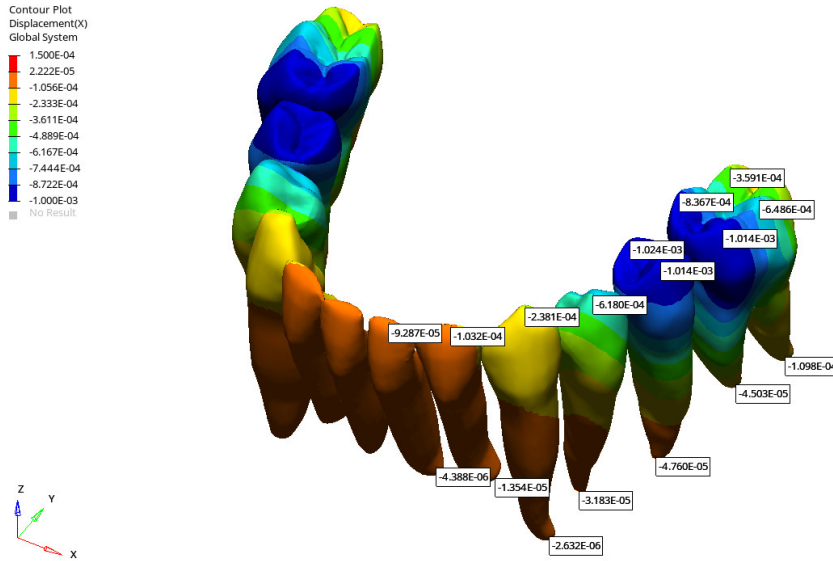
Tablo 4.3. MA simülasyonunda üst çene dişlerinde 3 yönde oluşan ve magnitude yer değiştirme miktarı

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı(mm) x	Yer değiştirme miktarı(mm) y	Yer değiştirme miktarı(mm) z	Yer değiştirme Magnitude
Santral	Kesici kenar	0,0001475	0,01198	-0,002655	0,001227
	Apeks	-0,00001013	0,008678	0,001983	0,08902
Lateral	Kesici kenar	0,0001417	0,01188	-0,002282	0,0121
	Apeks	-0,00002482	0,008685	-0,001719	0,008853
Kanin	Kesici kenar	0,0004789	0,01183	-0,001352	0,01191
	Apeks	-0,00004842	0,00823	-0,0008719	0,008276
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,001079	0,01147	0,0003378	0,01153
	Palatinal tüberkül	0,001106	0,01165	-0,0004771	0,01171
	Bukkal apeks	-0, 00001177	0,008859	-0,0005162	0,008874
	Palatinal apeks	-0,00001033	0,008729	-0,0005198	0,008744
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,001907	0,01156	0,0008797	0,01175
	Palatinal tüberkül	0,001755	0,01148	0,0002834	0,01162
	Apeks	-0,00009134	0,008713	0,0003431	0,008702
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,0014	0,0122	0,001561	0,01238
	Distobukkal tüberkül	0,00008807	0,01228	0,002556	0,01258
	Meziopalatinal tüberkül	0,001317	0,01147	0,001031	0,01159
	Distopalatinal tüberkül	0,0007563	0,01153	0,00193	0,01172
	Meziobukkal apeks	-0, 00003805	0,009115	0,00144	0,009228
	Distobukkal apeks	0,00001517	0,009158	0,002264	0,009434
	Palatinal apeks	0,00003452	0,008841	0,00148	0,008964

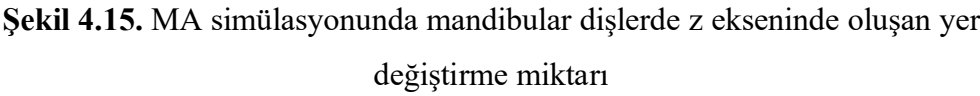
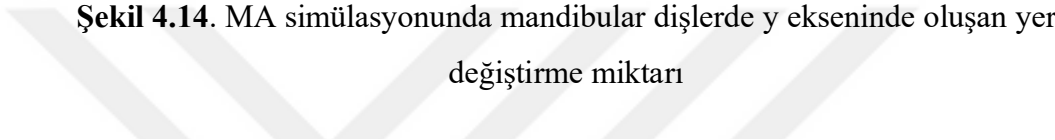
4.1.4 MA Simülasyonunda Mandibular Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları

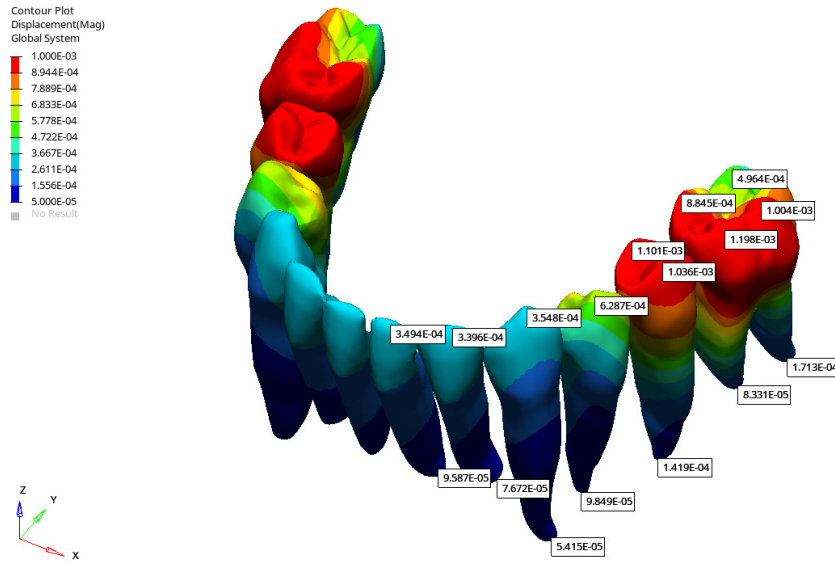
Analiz sonucuna göre alt çene dişlerinde x, y ve z eksenlerindeki hareketler ve magnitüde yer değiştirme Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16 ve Tablo 4.4.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.4. incelendiğinde alt anterior ve posterior dişler mesial yöne hareket etmiştir. Alt anterior dişler labial yöne posterior dişler ise lingual yöne hareket etmiştir. Alt dişlerin kronlarının insizal uçları ve tüberkül tepeleri kök uçlarından daha fazla mesial yönde hareket etmiştir. Tüm anterior dişler intrüze olmuştur. 1. molar dişler ekstrüze olmuştur. En çok mesiale hareketi gözlenen diş, alt 1. molar dişin distobukkal tüberkülüdür. Her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek magnitüde yer değiştirme analiz sonuçlarına göre en çok hareket 1. molar dişlerin mesiobukkal tüberkülünde oluşmuştur.



Şekil 4.13. MA simülasyonunda mandibular dişlerde x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı





Şekil 4.16. MA simülasyonunda mandibular dişlerde magnitüde yer değıştirme miktarı

Tablo 4.4. MA simülasyonunda alt çene dişlerinde 3 yönde oluşan ve magnitüde yer değıştirme miktarı

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değıştirme miktarı(mm) (x)	Yer değıştirme miktarı(mm) (y)	Yer değıştirme miktarı(mm) (z)	Yer değıştirme Magnitüde
Santral	Kesici kenar	-0,00009278	-0,0003179	-0,0001111	0,0003494
	Apeks	-0,000004388	-0,00008731	-0,00003936	0,00009587
Lateral	Kesici kenar	-0,0001032	-0,0003058	-0,0001056	0,0003396
	Apeks	-0,00001354	-0,00006378	-0,00004042	0,00007672
Kanin	Kesici kenar	-0,002381	-0,0002498	-0,00008257	0,0003548
	Apeks	-0,000002632	-0,0002495	-0,00004799	0,00005415
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,000618	-0,0000987	-0,00006085	0,0006287
	Apeks	-0,00003183	-0,0000247	-0,00008987	0,00009849
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,001014	-0,0001641	-0,0001336	0,001036
	Palatinal tüberkül	-0,001024	-0,0001957	-0,0003535	0,001101
	Apeks	-0,0000476	-0,00001743	-0,00007432	0,0001419
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,001014	-0,0006336	-0,00007432	0,001198
	Distobukkal tüberkül	-0,0006486	-0,0007512	-0,0001495	0,001004

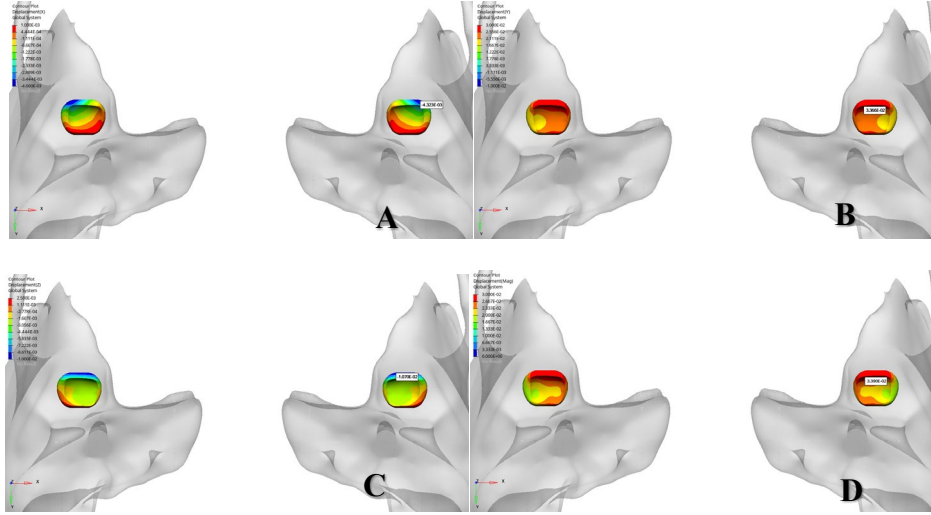
Tablo 4.4. (devam). MA simülasyonunda alt çene dişlerinde 3 yönde oluşan ve magnitude yer değiştirme miktarı

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı(mm) (x)	Yer değiştirme miktarı(mm) (y)	Yer değiştirme miktarı(mm) (z)	Yer değiştirme Magnitude
	Meziopalatinal tüberkül	-0,0008367	-0,0001538	-0,0002419	0,0008845
	Distopalatinal tüberkül	-0,0003591	-0,0003337	0,00007813	0,0004964
	Mesial apeks	-0,00004503	0,00003847	-0,00005859	0,00008331
	Distal apeks	-0,0001098	-0,00004043	0,0001251	0,0001713

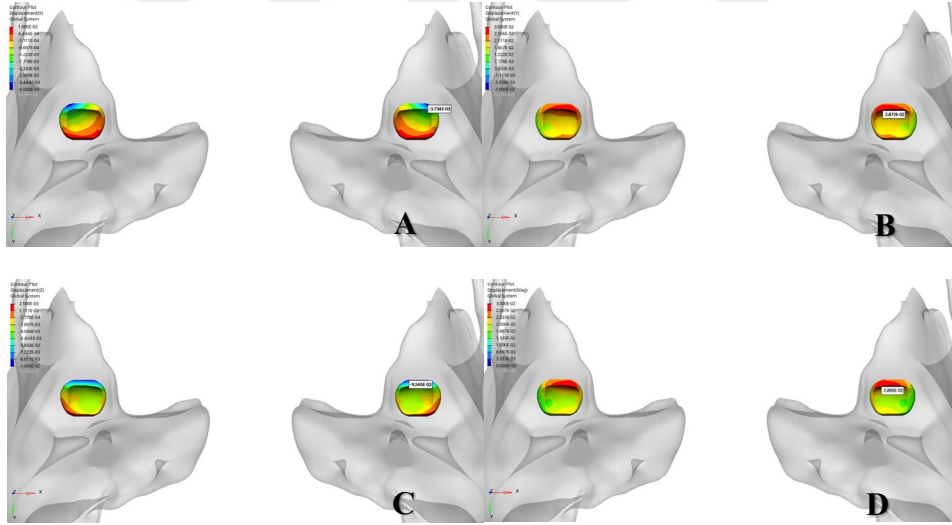
4.1.5 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Temporamandibular Disk Yer Değiştirme Bulguları

Analiz sonucuna göre Twin Blok ve MA apareylerinin disk yapısında x, y ve z eksenlerindeki hareketleri ile magnitude yer değiştirme Şekil 4.17., Şekil 4.18. Ve Tablo 4.5.'de gösterilmiştir.

Her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek magnitude yer değiştirmesi Twin Blok simülasyonunda 0,3390 mm olup MA simülasyonunda 0,02895 mm dir. Bu durumda toplam bileşke yer değiştirme MA apareyine göre daha fazladır. Her iki simülasyonda da disk anteriomedial hareket etmiştir.



Şekil 4.17. A) Twin Blok simülasyonunda disk yapısının x ekseninde yer değiştirmesi B) Twin Blok simülasyonunda disk yapısının y ekseninde yer değiştirmesi C) Twin Blok simülasyonunda disk yapısının z ekseninde yer değiştirmesi D) Twin Blok simülasyonunda disk yapısının magnitude yer değiştirmesi



Şekil 4.18. A) MA simülasyonunda disk yapısının x ekseninde yer değiştirmesi B) MA simülasyonunda disk yapısının y ekseninde yer değiştirmesi C) MA simülasyonunda disk yapısının z ekseninde yer değiştirmesi D) MA simülasyonunda disk yapısının magnitude yer değiştirmesi

Tablo 4.5. Twin Blok ve MA simülasyonunda disk yapısında x, y ve z eksenlerine göre ve magnitude yer değiştirme miktarı

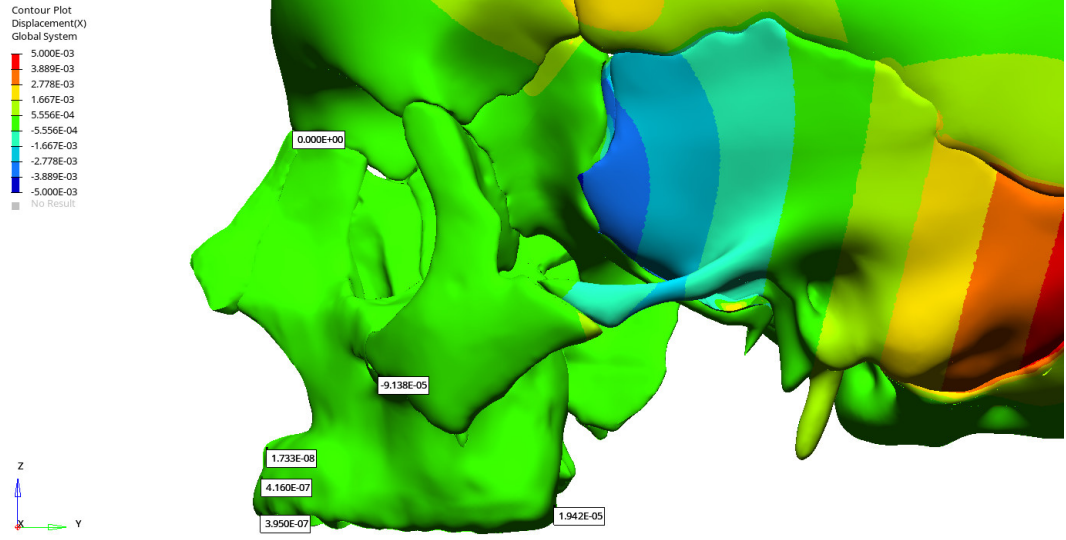
Disk	Yer Değiştirme Miktarı (x eksen)	Yer Değiştirme Miktarı (y eksen)	Yer Değiştirme Miktarı (z eksen)	Yer Değiştirme Miktarı (mag)
Twin Blok	-0,004323	0,03366	-0,0107	0,03390
MA Apareyi	-0,003734	0,02872	-0,009546	0,02895

4.1.6 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Kraniofasiyal Kemikler Noktalarında Yer Değiştirme Bulguları

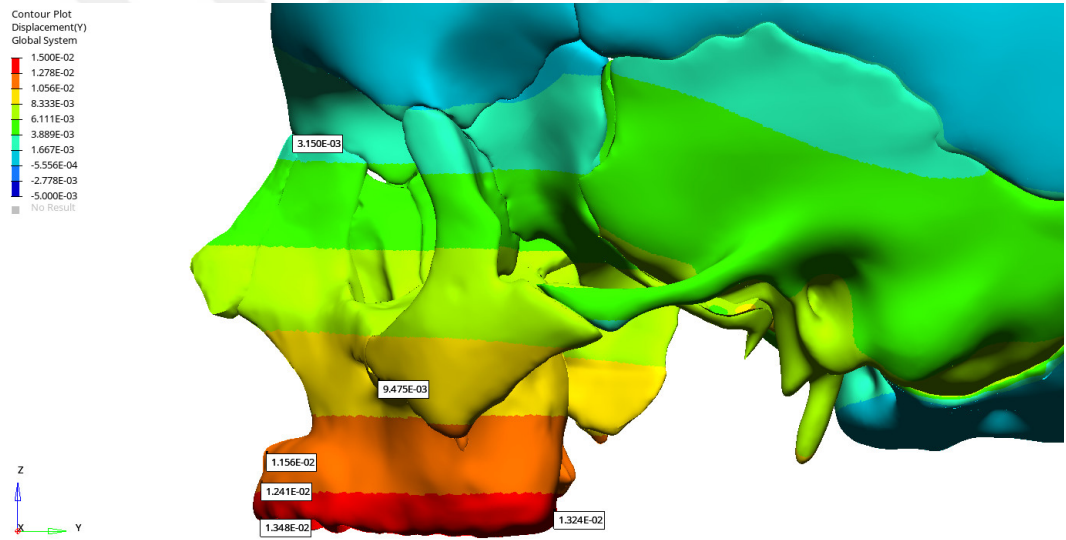
Analiz sonucuna göre Twin Blok ve MA apareylerinin kraniofasiyal kemik noktalarındaki x, y ve z eksenlerindeki hareketleri ve magnitude yer değiştirme bulguları Şekil 4.19., Şekil 4.20., Şekil 4.21., Şekil 4.22., Şekil 4.23., Şekil 4.24., Şekil 4.25., Şekil 4.26. ve Tablo 4.6.'da gösterilmiştir.

Tablo 4.6 incelendiğinde Twin Blok simülasyonunda Na, A, ANS, Alveolar Protrüzyon, PNS ve Zygoma noktalarının tümünde posterior tarafa yani geriye doğru hareket gözlemlenmiştir. Zygoma ve PNS noktaları superior diğer tüm noktalar inferior yönde hareket etmiştir. A, ANS, PNS, Alveolar Protrüzyon noktaları mediale hareket etmiştir. En çok yer değiştirme PNS ve alveolar kemik bölgesinde olmuştur.

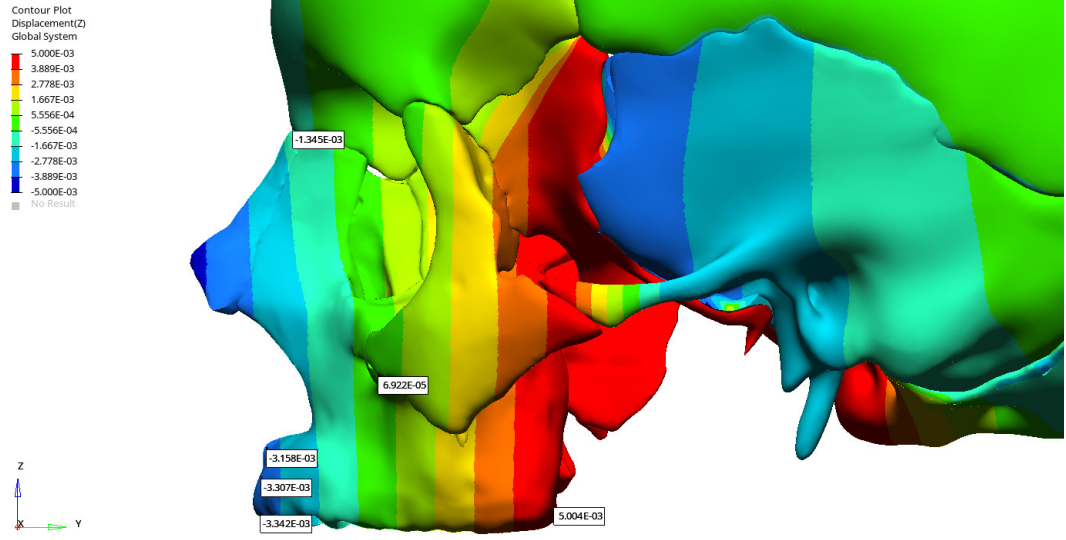
MA simülasyonunda da Twin Blok simülasyonundakine benzer şekilde Na, A, ANS, Alveolar Protrüzyon, PNS ve Zygoma noktalarının tümünde posterior tarafa yani geriye doğru hareket gözlemlenmiştir. Zygoma ve PNS noktaları superior diğer tüm noktalar aşağı yönde hareket etmiştir. A, ANS, PNS, Alveolar Protrüzyon noktaları distale hareket etmiştir. En çok yer değiştirme PNS ve alveolar kemik bölgesinde olup daha az miktarda saptanmıştır.



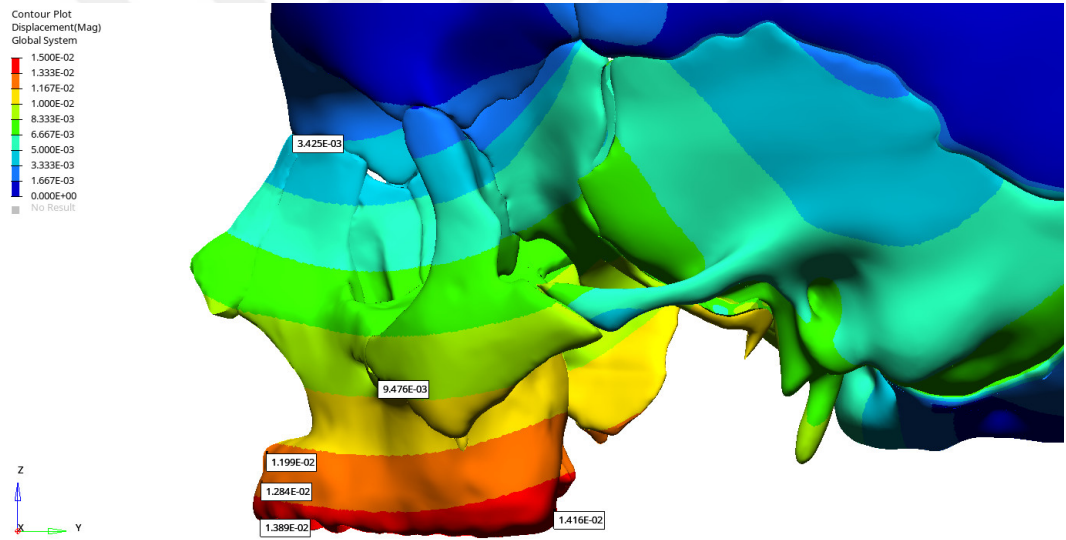
Şekil 4.19. Twin Blok simülasyonunda kraniofasiyal noktaların x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



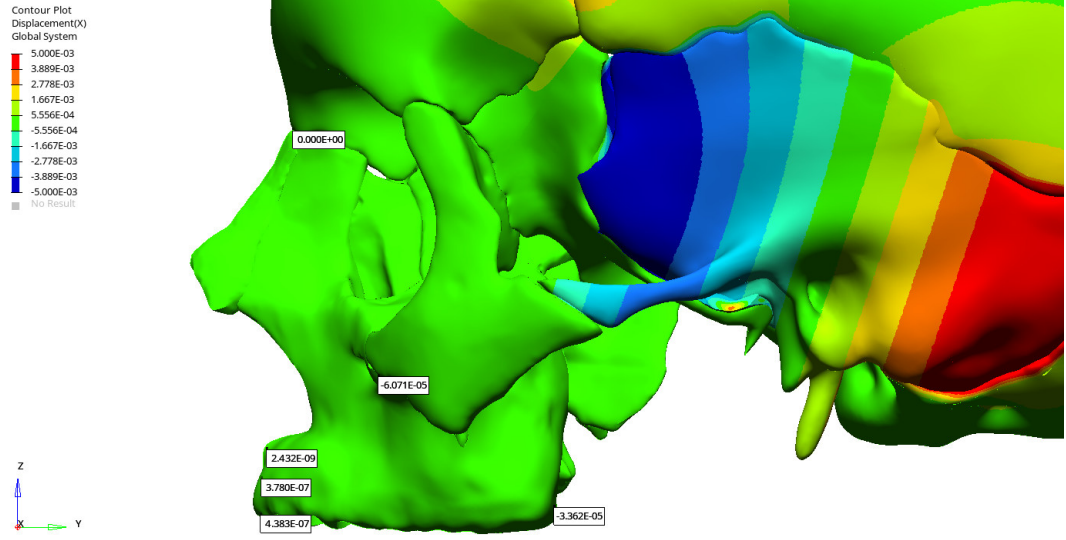
Şekil 4.20. Twin Blok simülasyonunda kraniofasiyal noktaların y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



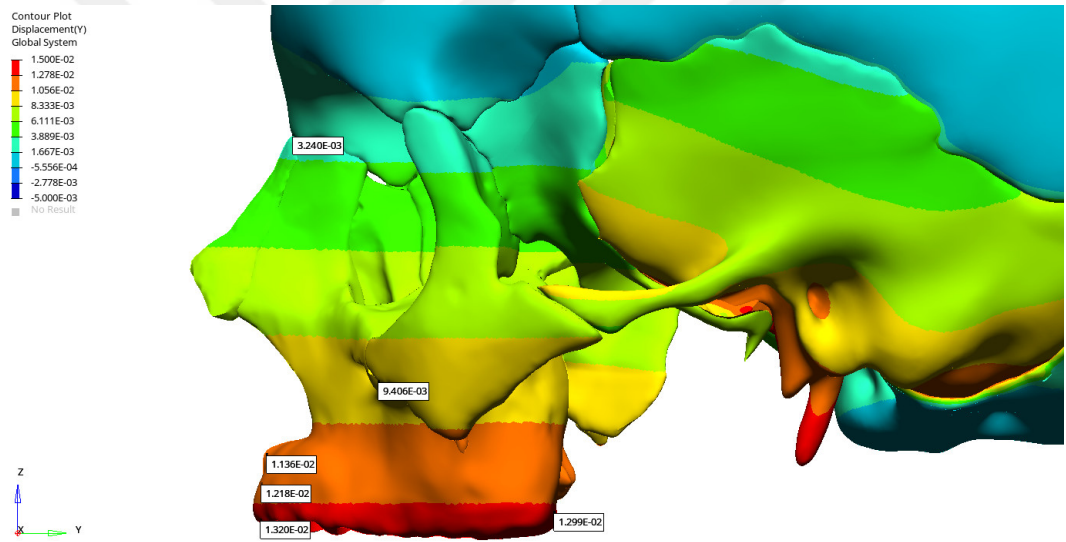
Şekil 4.21. Twin Blok simülasyonunda kraniofasiyal noktaların z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



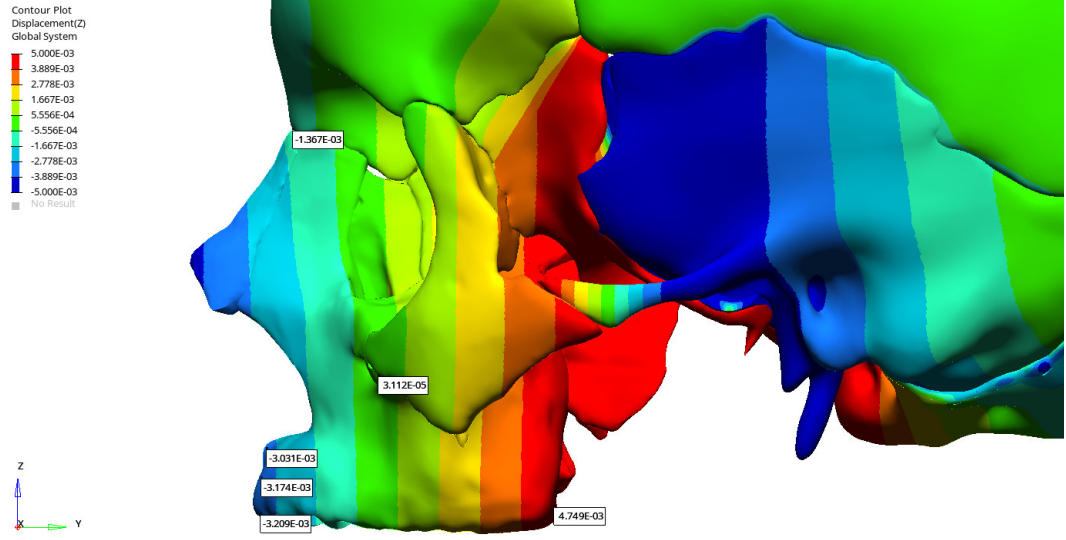
Şekil 4.22. Twin Blok simülasyonunda kraniofasiyal noktaların magnitude yer değiştirme miktarı



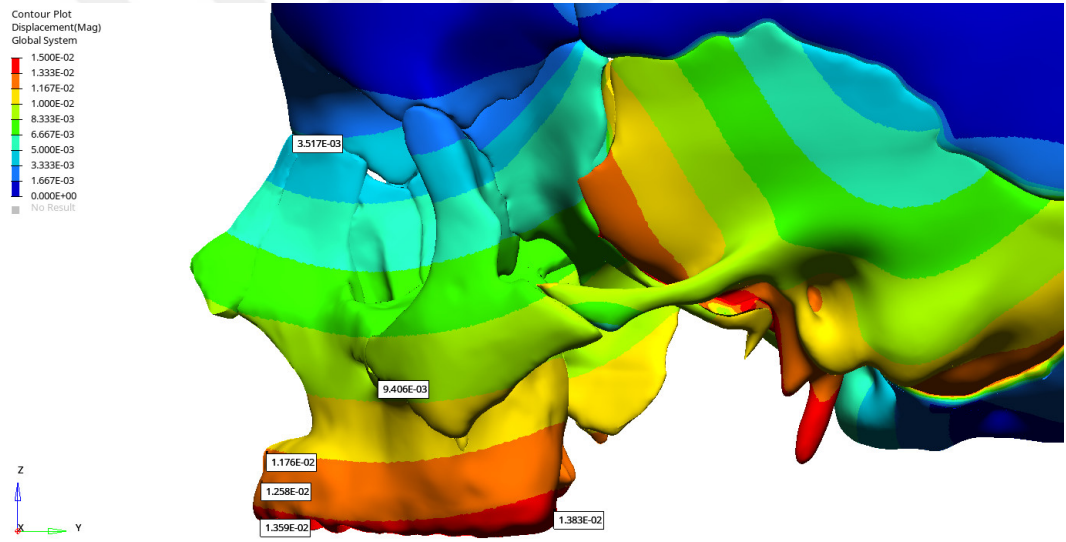
Şekil 4.23. MA simülasyonunda kraniofasiyal noktaların x ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.24. MA simülasyonunda kraniofasiyal noktaların y ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.25. MA simülasyonunda kraniofasiyal noktaların z ekseninde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.26. MA simülasyonunda kraniofasiyal noktaların magnitude yer değiştirme miktarı

Tablo 4.6. Twin Blok ve MA simülasyonunda kraniofasiyal kemik noktalarında x, y ve z eksenlerine göre ve magnitüde yer değiştirme miktarı

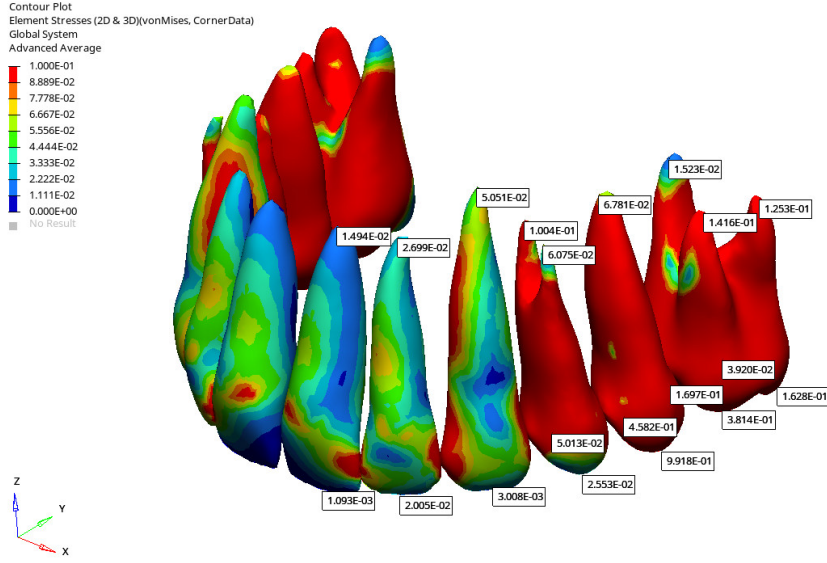
	Seçilen Düşüm	Yer Değiştirme Miktarı (x eksen)	Yer Değiştirme Miktarı (y eksen)	Yer Değiştirme Miktarı (z eksen)	Yer Değiştirme Miktarı (mag)
Twin Blok	Na	0	0,00315	-0,001345	0,003425
	ANS	0,00000001733	0,01156	-0,003158	0,01199
	A	0,000000416	0,01241	-0,003307	0,01284
	Alveolar Protrüzyon	0,0000000395	0,01348	-0,003342	0,01389
	Zygoma	-0,00009138	0,009475	0,00006922	0,009476
	PNS	0,00001942	0,01324	0,005004	0,01416
MA	Na	0	0,00324	-0,001367	0,003517
	ANS	0,000000002432	0,01136	-0,003031	0,01176
	A	0,000000378	0,01218	-0,003174	0,01258
	Alveolar Protrüzyon	0,0000004383	0,0132	-0,003209	0,01359
	Zygoma	-0,00006071	0,009406	0,00003112	0,009406
	PNS	-0,00003362	0,01299	0,004749	0,01383

4.2 Von Mises Stres Değeri Bulguları

4.2.1 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Üst Dişlerde Oluşan Von Mises Stres Değeri Bulguları

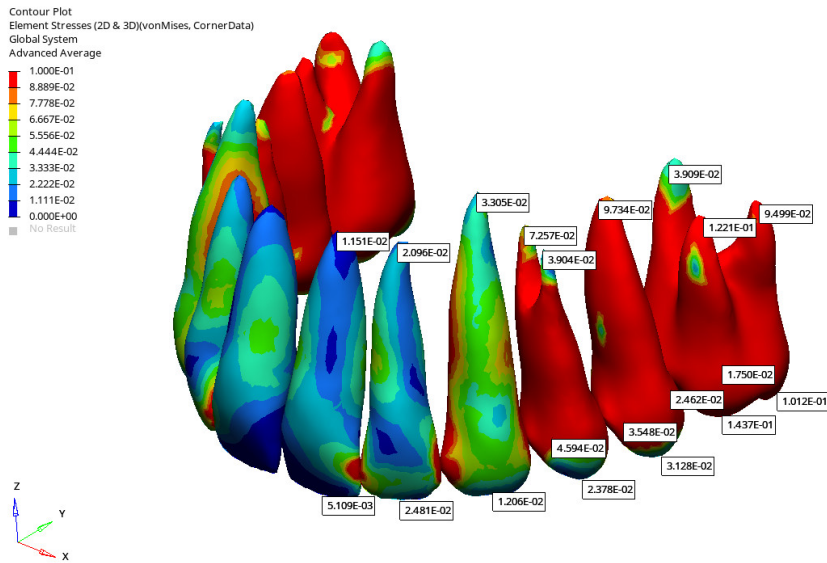
Analiz sonucuna göre Twin Blok ve MA apareylerinin üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.27., Şekil 4.28., ve Tablo 4.7.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. incelendiğinde Twin Blok simülasyonunda en çok stres 2. premolar dişin bukkal tüberkülünde olup 0,9918 MPa ölçülmüştür. Sonrasında takiben ikinci en yüksek stres değeri 2. premolar dişin palatinal tüberkülünde olup 0,4582 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.27. incelendiğinde stres değerinin arttığı kırmızı alanlar daha çok Twin Blok apareyinin bağlandığı premolar ve molar dişlerde ve bu dişlerin aproksimal temas alanları ile oklüzal yüzeylerinde görülürken kanin ve keser dişlerinde mavi bölgelerin arttığını yani stresin azaldığını görülmüştür.



Şekil 4.27. Twin Blok simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

MA simülasyonunda ise tablo 4.7.'ye göre en çok stres 0,1437 MPa olup 1. molar dişin mesiobukkal tüberkülünde görülmüştür. En yüksek ikinci stres değeri ise 1. molar dişin distobukkal tüberkülünde olup 0,1012 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.28. incelendiğinde ise Twin Blok apareyinde olduğu gibi MA apareyinin de bağlandığı ve kanatlarının hizasında bulunan dişlerde stres birikiminin fazla olduğu ve kanin dişinin mesialinden itibaren stres birikiminin azaldığı görülmektedir. Stresin arttığı bölgeler premolar dişler ve molar dişler ile birlikte diğer dişlerin de aproksimal temas alanlarında artan kırmızı alanlar ile görülmektedir.



Şekil 4.28. MA simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

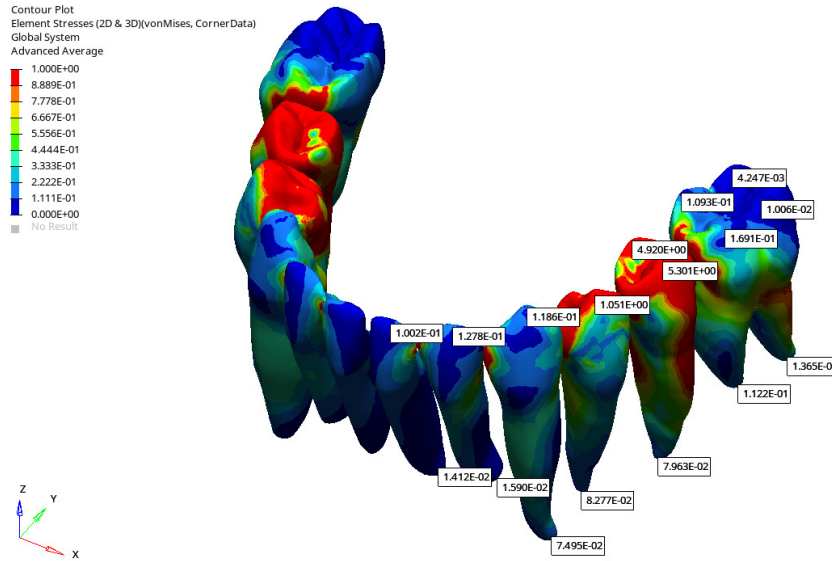
Tablo 4.7. Twin Blok ve MA simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Twin Blok Von Mises stres değeri (N/mm²)	MA Von Mises stres değeri (N/mm²)
Santral	Kesici kenar	0,001093	0,005109
	Apeks	0,01494	0,01151
Lateral	Kesici kenar	0,02005	0,02481
	Apeks	0,02699	0,02096
Kanin	Kesici kenar	0,003008	0,01206
	Apeks	0,05051	0,03305
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,02553	0,02378
	Palatinal tüberkül	0,05013	0,04594
	Bukkal apeks	0,06075	0,03904
	Palatinal apeks	0,1004	0,07257
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,9918	0,03128
	Palatinal tüberkül	0,4582	0,03548
	Apeks	0,6781	0,09734
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,3814	0,1437
	Distobukkal tüberkül	0,1628	0,1012
	Meziopalatinal tüberkül	0,1697	0,02462
	Distopalatinal tüberkül	0,0392	0,01705
	Mesial apeks	0,1416	0,1221
	Distal apeks	0,1253	0,09499
	Palatinal apeks	0,01523	0,03909

4.2.2 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Alt Dişlerde Oluşan Von Mises Stres Değeri Bulguları

Analiz sonucuna göre Twin Blok ve MA apareylerinin alt çene dişlerinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.29., Şekil 4.30. ve Tablo 4.8.'de gösterilmiştir.

Twin Blok simülasyonunda alt çene dişleri için tablo incelendiğinde tabloya göre en yüksek Von Mises stres değeri alt ikinci premolar dişinin bukkal tüberkülünde 5,301 MPa olarak ölçülmüştür. 2. premolar dişin palatinal tüberkülünün 4,920 MPa ikinci en yüksek stres değerine sahip olduğu görülmektedir. Şekil 4.29. incelendiğinde ise üst çene dişleri gibi alt çenede de Twin Blok apareyinin bağlandığı dişlerde stres birikiminin fazla olduğu ve 1. premolar dişinin mesialinden itibaren stres birikiminin azaldığı görülmektedir. Stresin fazla olduğu alanlar 1. premolar ve 2. premolar dişlerin tüberküllerinde ve dişlerin aproksimal temas alanlarında artan kırmızı alanlar ile görülmektedir.

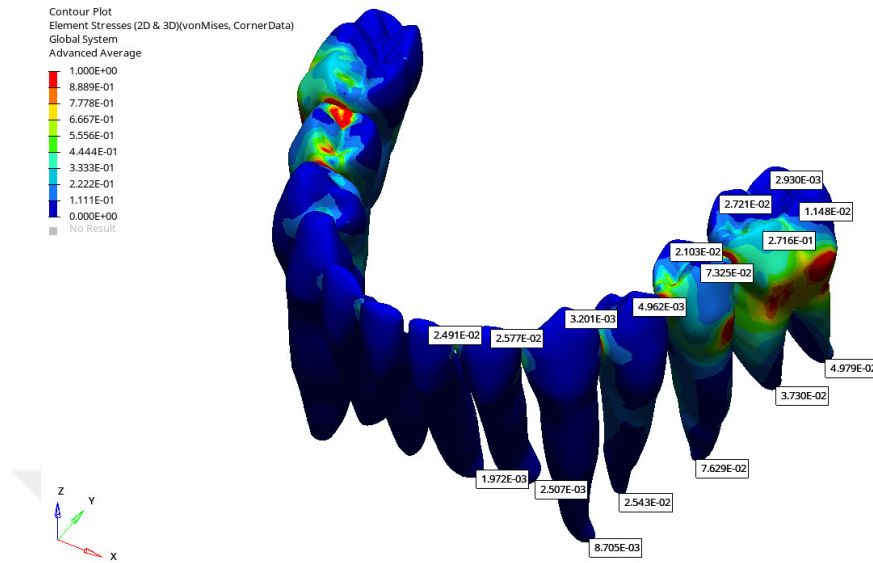


Şekil 4.29. Twin Blok simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

MA simülasyonu için Tablo 4.8.'e baktığımızda alt çene dişleri için en yüksek Von Mises stres değeri 1. azı dişinin mesiobukkal tüberkülünde olup 0,2716 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.30. incelendiğinde stresin en yüksek olduğu yerler alt posterior arka bölge dişlerin mesiodistal kontak bölgeleri ve 2. premolar ve 1.

molar dişlerin servikal kole bölgeleri olduğu artan kırmızı alanlar ile görülmektedir.

Bu bölge alt MA plağının kanatlarının olduğu kısma denk gelmektedir.



Şekil 4.30. MA simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

Tablo 4.8. Twin Blok ve MA simülasyonunda mandibular dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

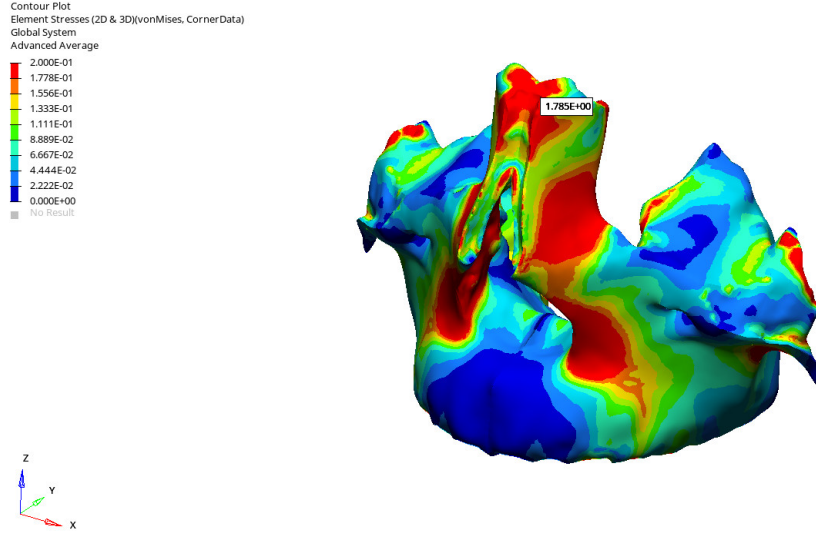
Dişler	Seçilen düğüm noktası	Twin Blok Von Mises stres değeri (N/mm ²)	MA Von Mises stres değeri (N/mm ²)
Santral	Kesici kenar	0,1002	0,02491
	Apeks	0,01412	0,001972
Lateral	Kesici kenar	0,1278	0,02577
	Apeks	0,0159	0,002507
Kanin	Kesici kenar	0,1186	0,003201
	Apeks	0,07495	0,008705
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	1,051	0,004962
	Apeks	0,08277	0,02543
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	5,301	0,07325
	Palatinal tüberkül	4,92	0,02103
	Apeks	0,07963	0,07629
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,1691	0,2716

Tablo 4.8. (devam). Twin Blok ve MA simülasyonunda mandibular dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

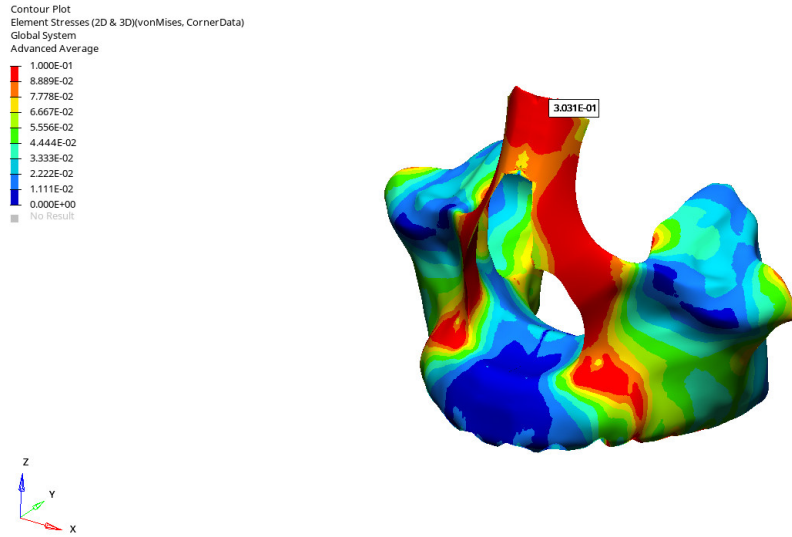
Dişler	Seçilen düğüm noktası	Twin Blok Von Mises stres değeri (N/mm²)	MA Von Mises stres değeri (N/mm²)
	Distobukkal tüberkül	0,01006	0,01148
	Meziopalatinal tüberkül	0,1093	0,02721
	Distopalatinal tüberkül	0,004247	0,00293
	Mesial apeks	0,1122	0,0373
	Distal apeks	0,1365	0,04979

4.2.3 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Maksilla ve Mandibular Kemikte Oluşan Von Mises Stres Değeri Bulguları

Twin Blok simülasyonunda maksilla kortikal kemikte meydana gelen Von Mises gerilme değerleri Şekil 4.31.'de gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi kırmızı bölgeler Twin Blok aparatının etki ettiği dişlerin çevresinde oluşmuştur ve en çok Von Mises gerilme değeri 1. premolar dişin kole ve kök bölgesine yakın bölgedeki kemikte oluşmuştur. Şekil 4.32.'de gösterildiği üzere maksilla spongiöz kemik kısmında ise daha az değerlerde bu etki görülmüştür.



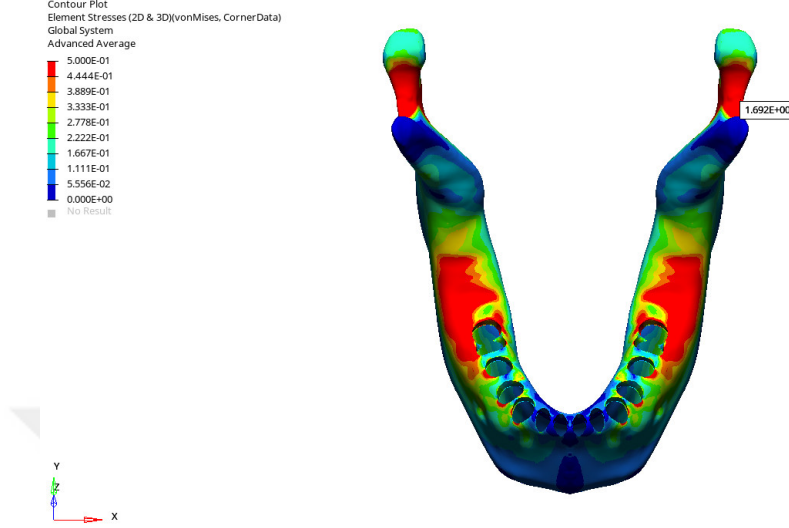
Şekil 4.31. Twin Blok simülasyonunda maksiller kortikal kemikte Von Mises stres değerleri



Şekil 4.32. Twin Blok simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte Von Mises stres değerleri

Twin Blok simülasyonunda mandibulada kortikal ve spongiöz kemiklerde oluşan Von Mises gerilme değerleri Şekil 4.33. ve Şekil 4.34.'de gösterilmiştir. Şekiller incelendiğinde mandibulanın en yüksek Von Mises değeri kortikal kemik için 1,692 MPa, spongiöz kemik için 0,417 MPa bulunmuştur. Şekillerde görüldüğü gibi mandibula kortikal kemikte kırmızı bölgeler kondiler kemikte ve mandibular kemiğin retromolar pad bölgelerinde oluşmuştur ve en çok Von Mises gerilme değeri kondiler kemiğin boyun bölgesindeki kemikte oluşmuştur.

Mandibular spongiöz kemikte de kondiler kemik ve retromolar pad bölgesinde kırmızı alanlar fazla görülmekte olup Von Mises stres değeri daha yüksektir.



Şekil 4.33. Twin Blok simülasyonunda Mandibular kortikal kemikte Von Mises stres değeri

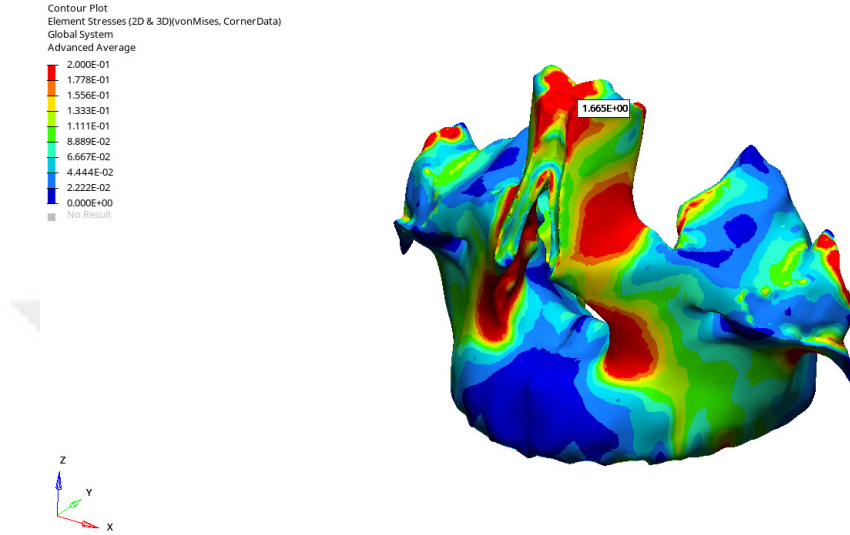


Şekil 4.34. Twin Blok simülasyonunda Mandibular spongiöz kemikte Von Mises stres değeri

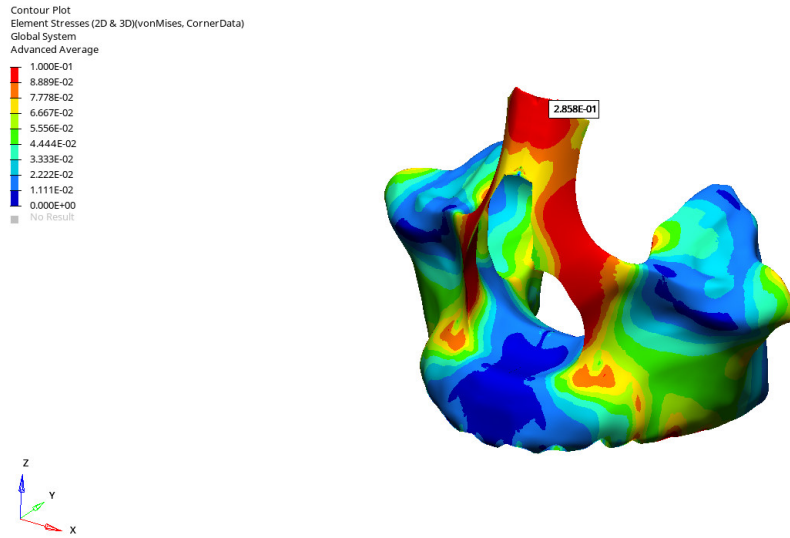
MA simülasyonunda maksillada kortikal ve spongiöz kemiklerde oluşan Von Mises gerilme değerleri Şekil 4.35. ve Şekil 4.36.'da gösterilmiştir. Şekillerde görüldüğü gibi maksilla kortikal kemikte kırmızı ve turuncu bölgeler MA

apareyinin etki ettiği dişlerin etrafında oluşmuştur ve en çok Von Mises gerilme değeri kanin dişin kök bölgesine yakın bölgedeki kemikte oluşmuştur

Maksiller spongiöz kemikte ise nasal proeste daha fazla kırmızı alan olmakla birlikte yine apareyin etki ettiği maksiller dişlerin alveol kemik hizalarında yüksek görülmektedir.



şekil 4.35. MA simülasyonunda maksiller kortikal kemikte Von Mises stres değeri

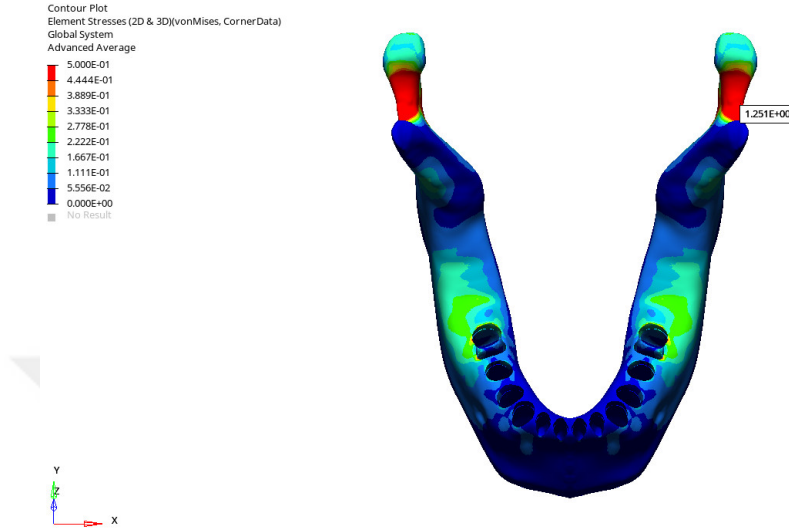


şekil 4.36. MA simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte Von Mises stres değeri

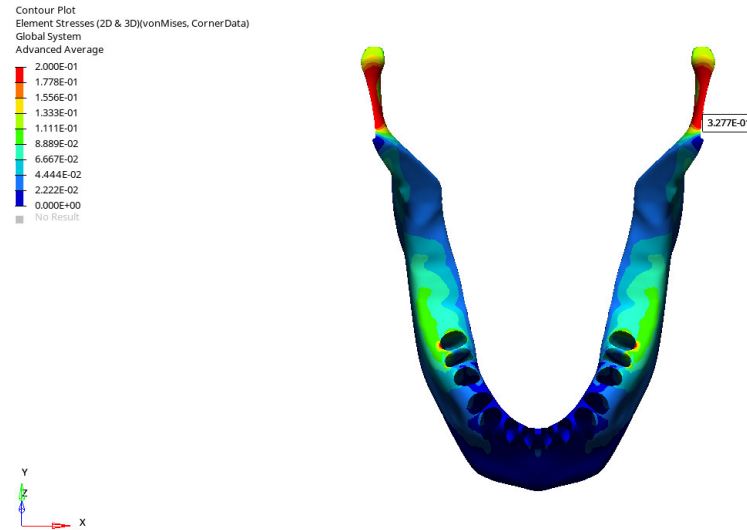
MA simülasyonunda mandibulada kortikal ve spongiöz kemiklerde oluşan Von Mises gerilme değerleri şekil 4.37. ve şekil 4.38.'de gösterilmiştir. şekillerde görüldüğü gibi mandibula kortikal kemikte kırmızı bölgeler kondiler kemikte

oluşturmuştur ve en çok Von Mises gerilme değeri kondiler kemiğin boyun bölgesindeki kemikte oluşmuştur.

Mandibular spongiöz kemikte de kondiler kemik bölgesinde kırmızı alanlar fazla görülmekte olup Von Mises stres değeri daha yüksektir.



Şekil 4.37. MA simülasyonunda mandibular kortikal kemikte Von Mises stres değeri



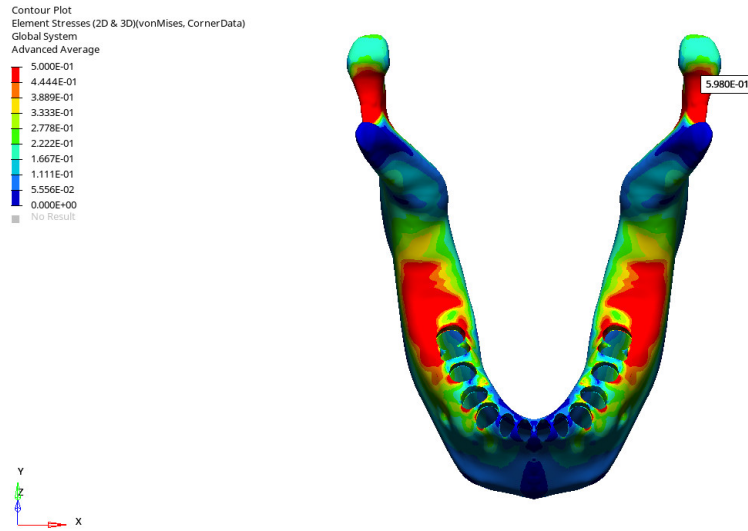
Şekil 4.38. MA simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte Von Mises stres değeri

Tablo 4.9. Twin Blok ve MA apareylerinde maksilla ve mandibular kemik Von Mises stress değerleri

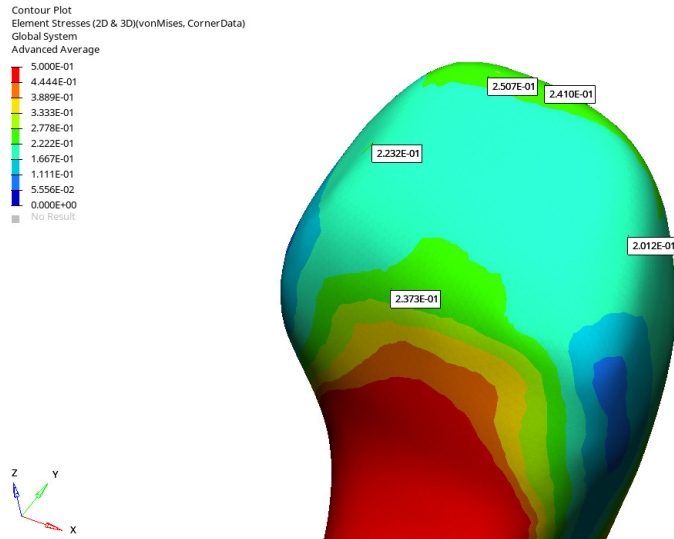
	Seçilen Düğüm	Von Mises Stres Değeri (N/mm ²)
Twin Blok	Maksilla Kortikal	1,785
	Maksilla Spongiöz	0,3031
	Mandibula Kortikal	1,692
	Mandibula Spongiöz	0,4177
MA	Maksilla Kortikal	1,665
	Maksilla Spongiöz	0,2858
	Mandibula Kortikal	1,251
	Mandibula Spongiöz	0,3277

4.2.4 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Temporamandibular Eklem Disk, Kondil ve Koronoid Yapılarında Oluşan Von Mises Stres Değeri Bulguları

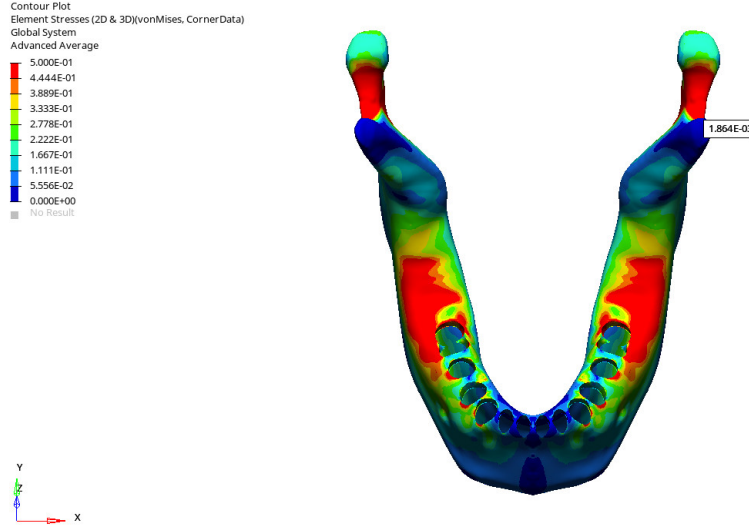
Kondil ve eklem diskinde oluşan Von Mises stres değerleri şekil 4.39., şekil 4.40., şekil 4.41., şekil 4.42. ve Tablo 4.10.'da gösterilmiştir. şekil 4.39. ve şekil 4.40. incelendiğinde kondildeki Von Mises stres miktarının kondil boynunda ve aşağı kısmında arttığı kırmızı renk ile gösterilmektedir. Bununla birlikte Co, CoP noktalarında stresin st bölgedeki diğer noktalardan daha fazla olduğu görülmektedir. şekil 4.41.'de görüldüğü gibi mavi alanların hakim olduğu koronoid kemikte Von Mises stres değeri düşüktür. şekil 4.42. incelendiğinde Twin Blok simülasyonunda Von Mises stres miktarının eklem diskinin tepe kısmında maksimum olduğu görülmektedir. Disk yapısının alt kısmında ise kondile temas eden orta kısımda artan kırmızı alanlarla birlikte Von Mises stres miktarının arttığı görülmektedir.



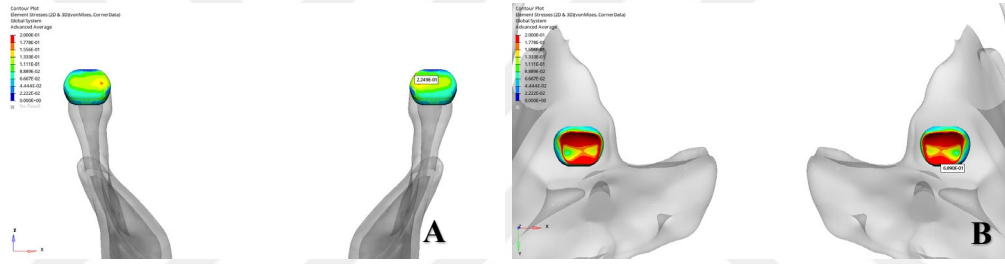
Şekil 4.39. Twin Blok simülasyonunda kondildeki Von Mises stres değerleri



Şekil 4.40. Twin Blok simülasyonunda kondildeki Von Mises stres değerleri

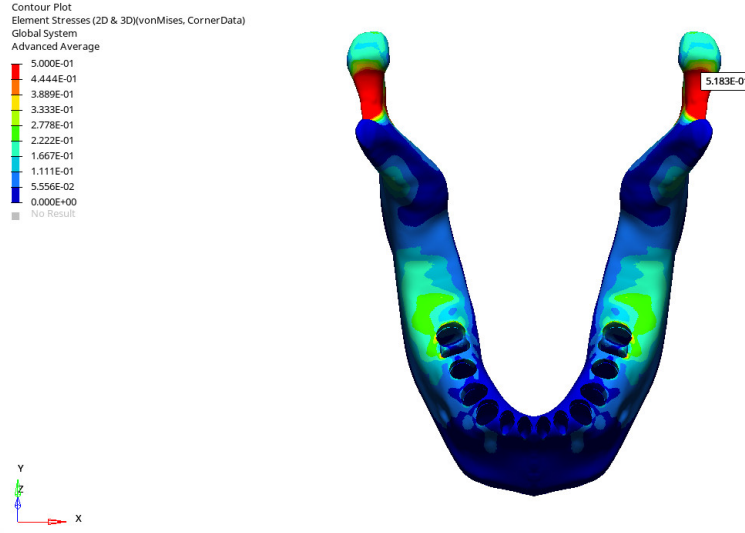


Şekil 4.41. Twin Blok simülasyonunda koronoid kemikteki Von Mises stres değerleri

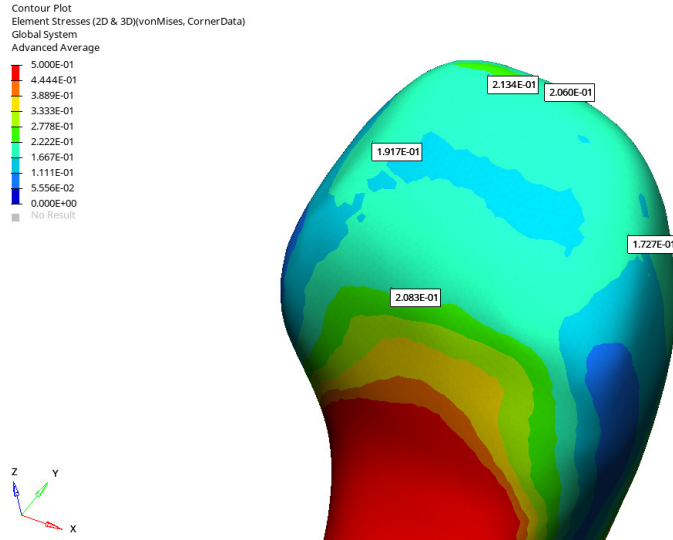


Şekil 4.42. A) Twin Blok simülasyonunda disk üst bölgesinin Von Mises stres değeri B) Twin Blok simülasyonunda disk alt bölgesinin Von Mises stres değeri

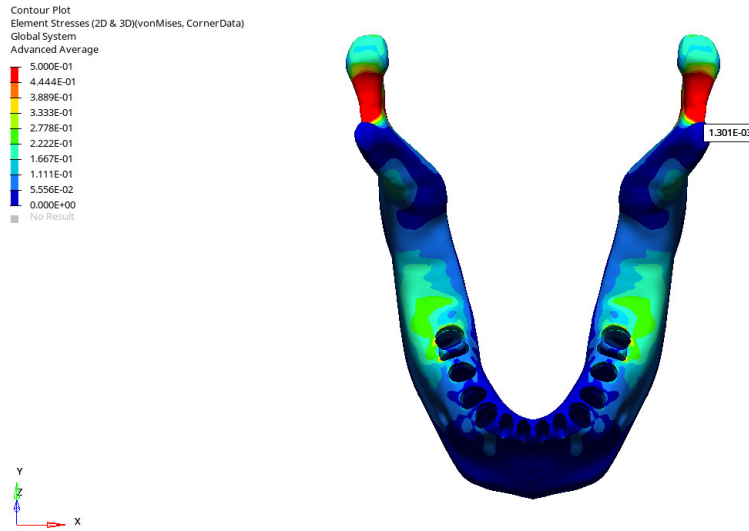
MA simülasyonunda kondil ve eklem diskinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.43., Şekil 4.44., Şekil 4.45., Şekil 4.46. ve Tablo 4.10.'da gösterilmiştir. Şekil 4.43., Şekil 4.44. incelendiğinde kondildeki Von Mises stres miktarının kondil boynunda ve aşağı kısmında arttığı kırmızı renk ile gösterilmektedir. Bununla birlikte Co, CoA noktalarında stresin üst bölgedeki diğer noktalardan daha fazla olduğu görülmektedir. Şekil 4.45. incelendiğinde koronoid kemikte ise mavi alanların hakim olduğu görülüp ve bu alanlarda Von Mises stres değeri düşüktür. Şekil 4.46.'da ise MA simülasyonunda da Von Mises stres miktarının eklem diskinin tepe kısmında maksimum olduğu görülmektedir. Disk yapısının alt kısmında ise kondile temas eden bölgenin ön ve arka kısımlarında Von Mises stres miktarının arttığı görülmektedir.



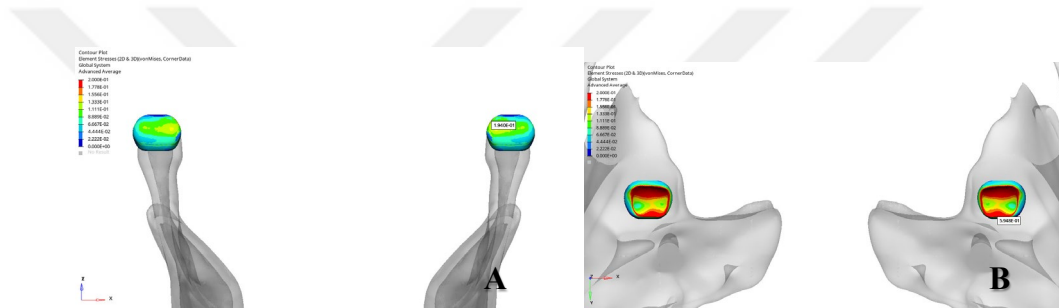
Şekil 4.43. MA simülasyonunda kondildeki Von Mises stres değerleri



Şekil 4.44. MA simülasyonunda kondildeki Von Mises stres değerleri



Şekil 4.45. MA simülasyonunda koronoid kemikteki Von Mises stres değerleri



Şekil 4.46. A) MA simülasyonunda disk üst bölgesinin Von Mises stres değeri B) Twin Blok simülasyonunda disk alt bölgesinin Von Mises stres değeri

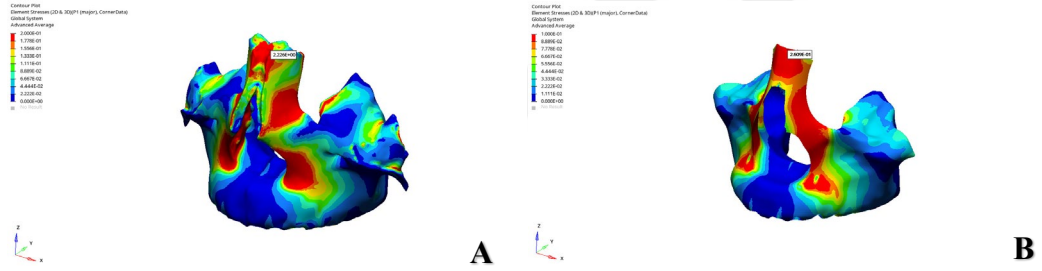
Tablo 4.10. Kondil, koronoid ve disk yapılarında Von Mises stress değerleri

Seçilen Düğüm	Aparey	Von Mises Stres Değeri (N/mm ²)
Kondil	Twin Blok	0,598
	MA	0,5183
Koronoid	Twin Blok	0,001864
	MA	0,001301
Disk Üst	Twin Blok	0,2249
	MA	0,194
Disk Alt	Twin Blok	0,689
	MA	0,5948

4.3 Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

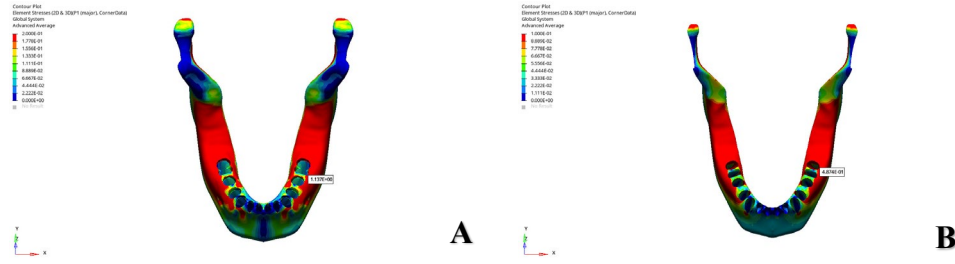
4.3.1 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Maksiller ve Mandibular Kemikte Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanları

Şekil 4.47. A incelendiğinde maksiller kortikal kemikte maksimum asal gerilmenin yani çekme gerilimlerinin alveolar bölgede düşük olduğu görülmektedir. En yüksek maksimum asal gerilme değerlerinin, nasomaksiller kompleksin anterior bölgelerinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Maksilla kortikal kemikte ölçülen en yüksek tensile değeri Nasion bölgesinde yoğunlaşmış ve 2,226 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.47. B incelendiğinde ise maksilla spongios kemikte maksimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte olduğu gibi nasion bölgesinde daha fazla olduğu görülmektedir.



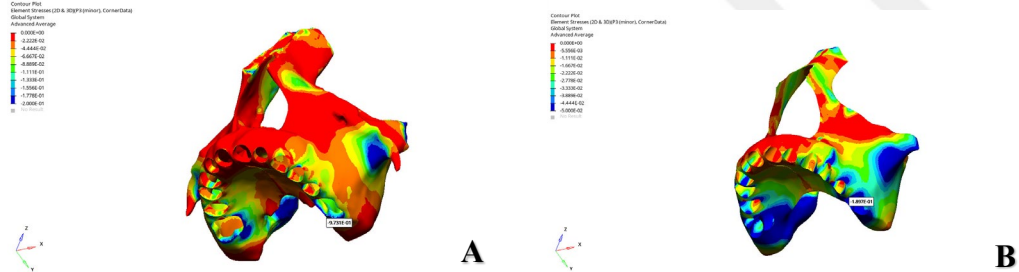
Şekil 4.47. A) Twin Blok simülasyonunda maksiller kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerleri **B)** Twin Blok simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte maksimum asal gerilme değerleri

Şekil 4.48. A incelendiğinde mandibular kortikal kemikte maksimum asal gerilmenin yani çekme gerilimlerinin korpus ve alveolar kemiğin posterior bölgesinde yüksek olduğu görülmektedir. Yapılan analizler sonucunda, yüksek maksimum asal gerilme değerlerinin alveolar kemik bölgesinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Mandibula kortikal kemikte ölçülen en yüksek tensile değeri alveolar kemiğin 1. molar dişin bukkal bölgesinde yoğunlaşmış ve 1,137 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.48. B incelendiğinde ise mandibula spongiöz kemikte maksimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte olduğu gibi posterior alveolar ve korpus kemik bölgesinde daha fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 4.48. A) Twin Blok mandibular kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte maksimum asal gerilme değerleri

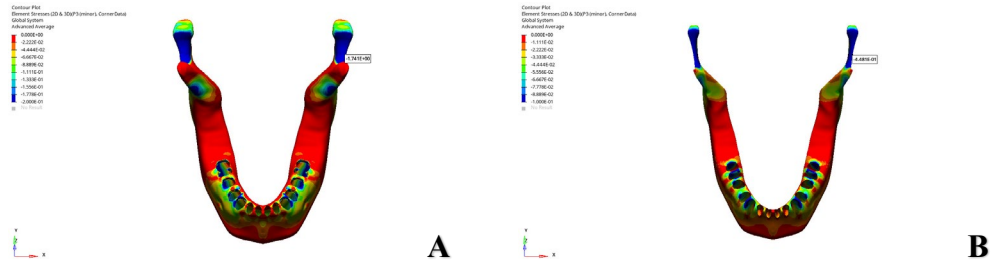
Şekil 4.49 A incelendiğinde maksiller kortikal kemikte minimum asal gerilme yani basma gerilimi alveolar soket kemik kısmında görülmüştür. Maksiller kortikal kemikte ölçülen en yüksek kompresif stres değeri 1. molar soket bölgesinde yoğunlaşmış ve -0,9731 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.49. B incelendiğinde ise maksillada spongiöz kemikte minimum asal gerilmelerin dişlerin alveolar soket kısmı ile tüber bölgesinde daha fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 4.49. A) Twin Blok simülasyonunda maksiller kortikal kemikte minimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte minimum asal gerilme değerleri

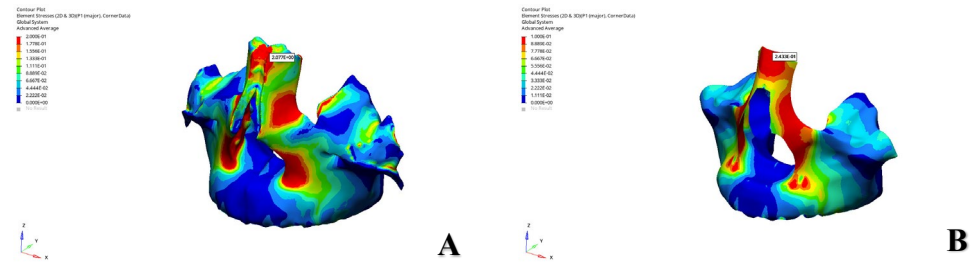
Şekil 4.50 A incelendiğinde mandibular kortikal kemikte minimum asal gerilme yani basma gerilimi alveolar soket kemik kısmında ve kondil boynunda görülmüştür. Mandibular kortikal kemikte ölçülen en yüksek kompresif stres değeri kondil boynunda yoğunlaşmış olup -1,741 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.50 B incelendiğinde ise maksillada spongiöz kemikte minimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte

olduğu gibi dişlerin alveolar soket kemik kısmında ve kondil boynunda daha fazla oluştuğu görülmektedir.



Şekil 4.50. A) Twin Blok simülasyonunda mandibular kortikal kemikte minimum asal gerilme değerleri **B)** Twin Blok simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte minimum asal gerilme değerleri

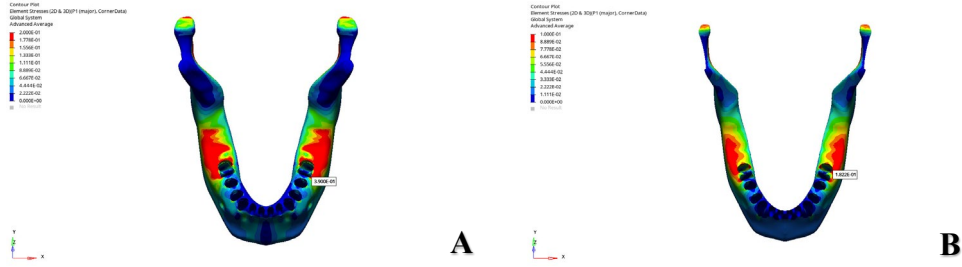
Şekil 4.51 A incelendiğinde maksiller kortikal kemikte maksimum asal gerilmenin yani çekme gerilimlerinin alveolar bölgede düşük olduğu görülmektedir. Maksimum asal gerilme değerlerinin, özellikle nasomaksiller kompleksin anterior segmentinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Maksiller kortikal kemikte ölçülen en yüksek çekme gerilme değeri Nasion bölgesinde yoğunlaşmış ve 2,077 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.51. B incelendiğinde ise maksilla spongiöz kemikte maksimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte olduğu gibi nasion bölgesinde daha fazla oluştuğu görülmektedir.



Şekil 4.51. A) MA simülasyonunda maksiller kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerleri **B)** MA simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte maksimum asal gerilme değerleri

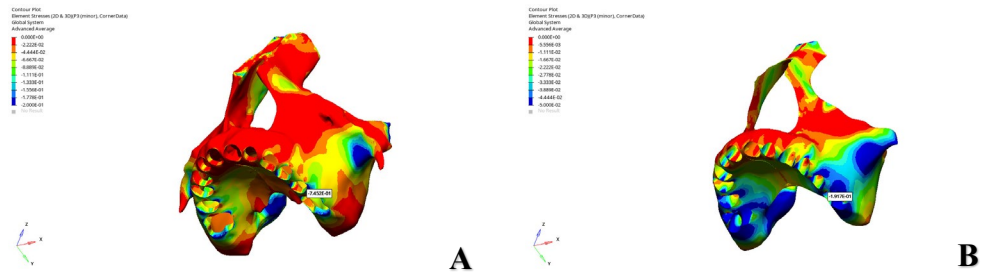
Şekil 4.52. A incelendiğinde mandibular kortikal kemikte maksimum asal gerilmenin yani çekme gerilimlerinin korpus ve alveolar kemiğin posterior bölgesinde yüksek olduğu görülmektedir. Mandibular kortikal kemikte ölçülen en yüksek tensile değeri kemiğin 1. molar dişin bukkal bölgesinde yoğunlaşmış ve

1,137 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.52. B incelendiğinde ise mandibular spongiöz kemikte maksimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte olduğu gibi korpus ve alveolar kemiğin posterior bölgesinde daha fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 4.52. A) MA simülasyonunda mandibular kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte maksimum asal gerilme değerleri

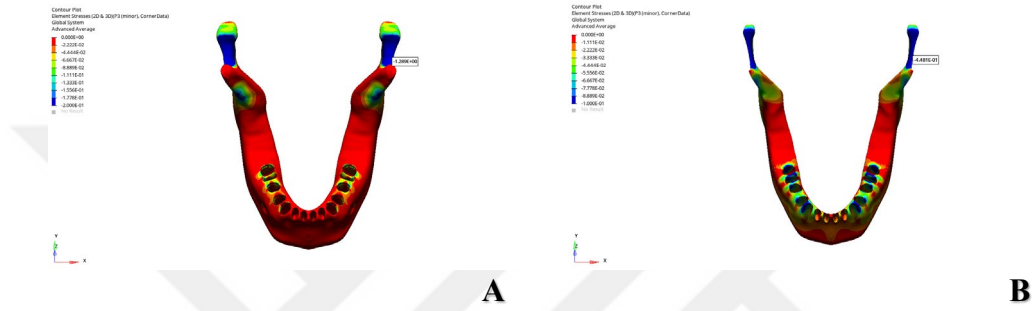
Şekil 4.53. A incelendiğinde maksiller kortikal kemikte minimum asal gerilme yani basma gerilimi alveolar soket kemik kısmında görülmüştür. Maksiller kortikal kemikte ölçülen en yüksek kompresif stres değeri 2. premolar dişin distal soket bölgesinde yoğunlaşmış ve -0,7452 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.53. B incelendiğinde ise maksillada spongiöz kemikte minimum asal gerilmelerin dişlerin alveolar soket kısmı ile tüber bölgesinde daha fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 4.53. A) MA simülasyonunda maksiller kortikal kemikte minimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda maksiller spongiöz kemikte minimum asal gerilme değerleri

Şekil 4.54. A incelendiğinde mandibular kortikal kemikte minimum asal gerilme yani basma gerilimi kondiler kemiğin boyun kısmında ve ikinci olarak

posterior alveolar bölgede interdental septum yapılarında görülmüştür. Mandibular kortikal kemikte ölçülen en yüksek kompresif stres değeri kondil boynunda yoğunlaşmış ve -1,289 MPa olarak ölçülmüştür. Şekil 4.54. B incelendiğinde ise maksillada spongiöz kemikte minimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte olduğu gibi kondiler kemiğin boyun kısmında ve ikinci olarak posterior alveolar bölgede interdental septum yapılarında daha fazla olduğu görülmektedir.



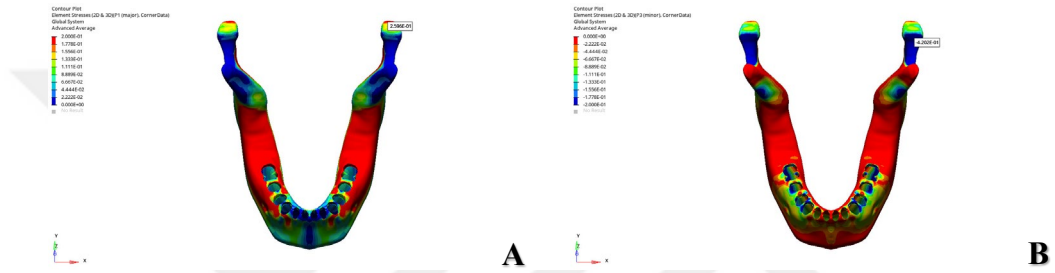
Şekil 4.54. A) MA simülasyonunda mandibular kortikal kemikte minimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte minimum asal gerilme değerleri

Tablo 4.11. Maksilla ve mandibular kemiklerde minimum ve maksimum asal gerilme değerleri

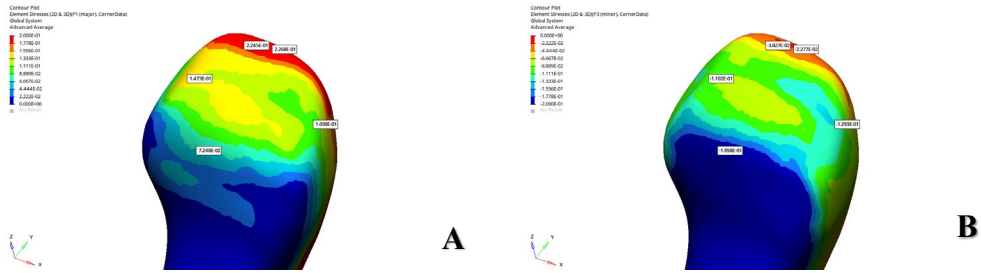
	Seçilen Düğüm	Minimum Asal Gerilme	Maksimum Asal Gerilme
Twin Blok	Maksilla Kortikal	-0,9731	2,226
	Maksilla Spongiöz	-0,1897	0,2609
	Mandibula Kortikal	-1,741	1,137
	Mandibula Spongiöz	-0,4481	0,4874
MA	Maksilla Kortikal	-0,7452	2,077
	Maksilla Spongiöz	-0,1917	0,2433
	Mandibula Kortikal	-1,289	0,39
	Mandibula Spongiöz	-0,3576	0,1822

4.3.2 Twin Blok ve MA Simülasyonunda Temporamandibular Disk ve Kondiler Kemikte Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanları

Twin Blok simülasyonunda analiz sonuçlarına göre Şekil 4.55. ve Şekil 4.56. incelendiğinde kondil bölgesinde çekme tipi gerilmeler kondil baş kısmının posterior bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Ölçülen en yüksek maksimum asal stres değeri ise 0,2596 MPa'dır. Kondil bölgesindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum asal stres -0.4202 MPa ile kondil boynunun anterior bölgelerinde gözlenmiştir.



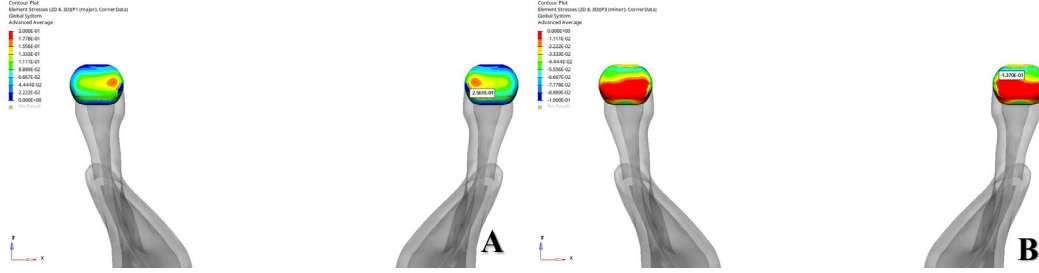
Şekil 4.55. A) Twin Blok simülasyonunda kondiler kemikte maksimum asal gerilme değerleri B)Twin Blok simülasyonunda kondiler kemikte minimum asal gerilme değerleri



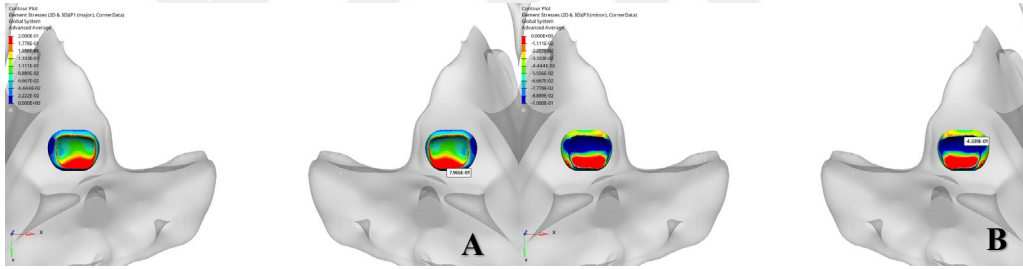
Şekil 4.56. A) Twin Blok simülasyonunda kondiler kemik noktalarında maksimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda kondiler kemik noktalarında minimum asal gerilme değerleri

Twin Blok simülasyonunda analiz sonuçlarına göre Şekil 4.57. incelendiğinde disk yapısının üst kısmında çekme tipi gerilmeler medial tarafta yoğunlaşmıştır. Yapılan analizler sonucunda, disk yapısının üst bölgesinde ölçülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri 0,2561 MPa olarak tespit edilmiştir. Aynı bölgede oluşan en yüksek minimum asal gerilme ise -0,137 MPa olup, bu değer disk üst kısmının medio-posterior bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Şekil 4.58.

incelendiğinde, disk yapısının alt kısmında oluşan çekme tipi gerilmelerin özellikle anterior bölgede lokalize olduğu görülmektedir. Alt bölgede ölçülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri 0,7966 MPa iken, en yüksek minimum asal gerilme değeri -0,4339 MPa olarak kaydedilmiş ve bu değerlerin disk alt kısmının orta ve posterior segmentlerinde yoğunlaştığı belirlenmiştir.

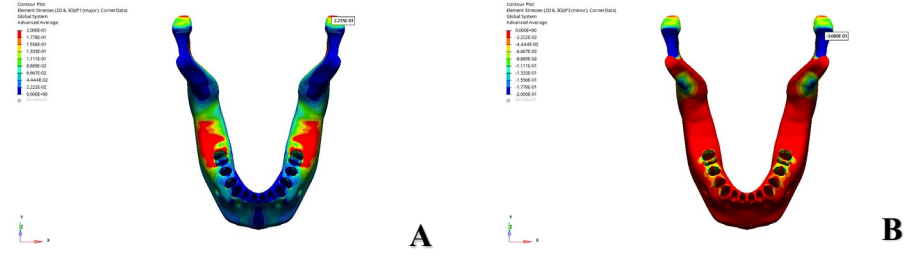


Şekil 4.57. A) Twin Blok simülasyonunda disk üst bölgesinde maksimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda disk üst bölgesinde minimum asal gerilme değerleri

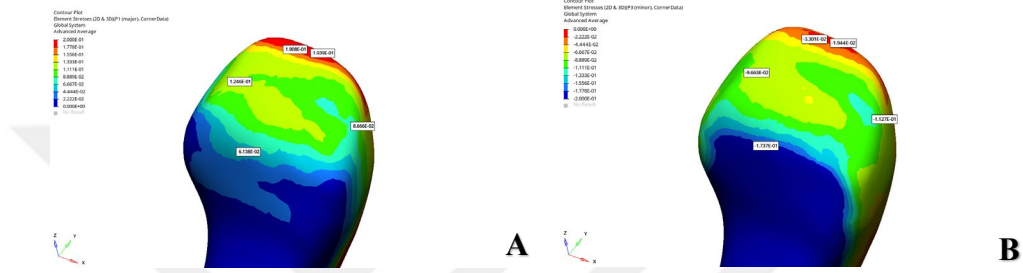


Şekil 4.58. A) Twin Blok simülasyonunda disk alt bölgesinde maksimum asal gerilme değerleri B) Twin Blok simülasyonunda disk alt bölgesinde minimum asal gerilme değerleri

MA apareyinin simülasyonu kapsamında elde edilen analiz sonuçlarına göre, Şekil 4.59. ve 4.60. incelendiğinde kondil bölgesinde oluşan çekme tipi gerilmelerin, özellikle kondil başının posterior bölgelerinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bu bölgede ölçülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri 0,2215 MPa olarak kaydedilmiştir. Ayrıca, kondil bölgesindeki kortikal kemik yapısında oluşan en yüksek minimum asal gerilme değeri ise -0,3680 MPa olup, bu değer kondil boyununun anterior segmentinde yoğun olarak izlenmiştir.

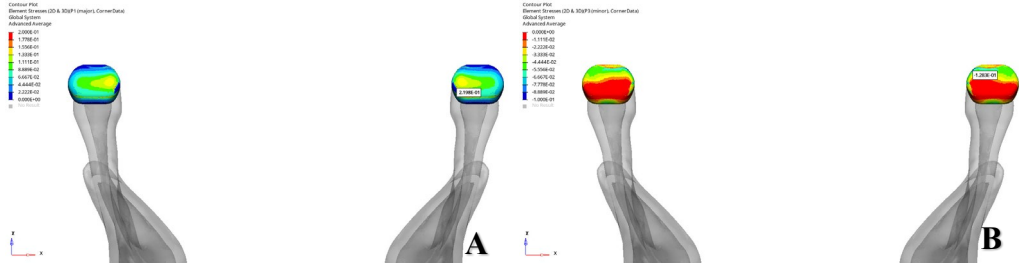


Şekil 4.59. A) MA simülasyonunda kondiler kemikte maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda kondiler kemikte minimum asal gerilme değerleri

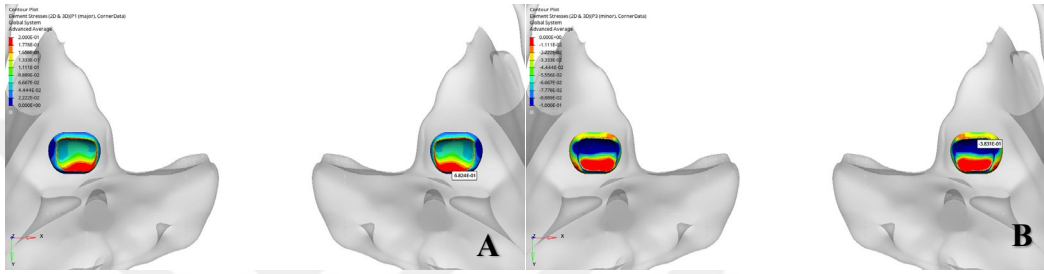


Şekil 4.60. A) MA simülasyonunda kondiler kemik noktalarında maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda kondiler kemik noktalarında minimum asal gerilme değerleri

MA simülasyonunda analiz sonuçlarına göre Şekil 4.61. incelendiğinde disk yapısının üst kısmında çekme tipi gerilmeler medial tarafta yoğunlaşmıştır. Ölçülen en yüksek maksimum asal stres değeri ise 0,2198 MPa'dır. Disk üst bölgesindeki oluşan en yüksek minimum asal stres -0.1283 MPa ile disk üst kısmının medio-posterior bölgelerinde gözlenmiştir. Disk yapısının alt kısmında ise şekil 4.62. incelendiğinde çekme tipi gerilmeler anterior bölgede yoğunlaşmıştır. Diskin alt kısmında ölçülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri 0,6824 MPa olarak kaydedilmiştir. Aynı bölgede oluşan en yüksek minimum asal gerilme değeri ise -0,3831 MPa olup, bu gerilmelerin diskin orta ve posterior segmentlerinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.61. A) MA simülasyonunda disk üst bölgesinde maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda disk üst bölgesinde minimum asal gerilme değerleri



Şekil 4.62. A) MA simülasyonunda disk alt bölgesinde maksimum asal gerilme değerleri B) MA simülasyonunda disk alt bölgesinde minimum asal gerilme değerleri

Tablo 4.12. Kondil ve disk yapılarının minimum ve maksimum asal gerilme değerleri

	Seçilen Düğüm	Minimum Asal Gerilme	Maksimum Asal Gerilme
Twin Blok	Kondil	-0,4202	0,2596
	Disk Üst	-0,137	0,2561
	Disk Alt	-0,4339	0,7966
MA	Kondil	-0,368	0,2215
	Disk Üst	-0,1283	0,2198
	Disk Alt	-0,3831	0,6824

5. TARTIŞMA

5.1 Amacın Tartışılması

Caruso ve ark. yaptığı bir çalışmada iskeletsel Sınıf II tedavisinde MA apareyi ve Twin Blok apareylerini retrospektif olarak karşılaştırıp dentoiskeletsel etkilerini incelemişlerdir. MA apareyinin Twin Blok apareyine göre üst ön dişleri daha az retrokline ettiğini ve Sınıf II divizyon 2 vakalarda çok önemli olabileceğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte şiddetli Sınıf II maloklüzyona sahip hastalarda Twin Blok apareyi kullanılmasının Twin Blok apareyinin iskeletsel etkisinin daha fazla olmasından dolayı daha avantajlı olacağını bildirmişlerdir (Caruso et al., 2021).

Lombardo ve ark. yaptığı çalışmada MA apareyi ile Twin Blok apareylerinin dentoiskeletsel etkilerini kısa dönem çalışması ile incelemişlerdir. Silvia ve ark. yaptığı çalışmaya ek olarak eksik gördükleri tedavi edilmemiş bir kontrol grubu eklemişlerdir. MA apareyinin diş hareketi ve inklinasyonunda daha kontrollü olduğunu, daha az invaziv olduğunu buna karşın Twin Blok apareyinin iskeletsel etkisinin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (Lombardo et al., 2024).

Blackham, MA apareyi ve Twin Blok apareyleri ile tedavi edilen sınıf II maloklüzyona sahip hastaların kısa vadeli iskeletsel, dişsel ve yumuşak doku etkilerinin retrospektif kontrol grubu ile karşılaştırıldığı bir çalışma yapmıştır. Çalışmanın sonucunda her iki apareyin etkin şekilde tedavi edici olduğunu, yüz profil konveksitesini ve overjeti azalttığını bildirmiştir. Twin Blok apareyinin alt dişleri ekstrüze ettiğini ancak MA apareyinin dişleri kaplayarak bu durumu engellediğini ve Twin Blok apareyinin alt dişleri daha fazla prokline ettiğini bildirmiştir. Twin Blok apareyini overjeti daha fazla azalttığını ancak bunu üst keser retroklinasyonunun sonucu olarak yorumlamıştır (Blackham, 2020b).

Yanqi Wu ve ark. Sınıf II maloklüzyonu bulunan çocuk hastalar üzerinde yaptıkları bir çalışmada MA apareyi ile diğer geleneksel fonksiyonel apareylerin (Vanbeek Activator, Herbst, Twin Blok) dentoiskeletsel etkilerinin benzerliğini değerlendirmiştir. Bu çalışmada 63 hasta (37 erkek, 26 kız) içeren bir örneklem dahil edilmiştir ve tedavi edilmeyen kontrol grubu, Vanbeek Aktivatörü grubu, Herbst grubu, Twin Blok grubu ve MA grubu olarak beş gruba ayrılmıştır.

Sefalometrik analiz ve Johnston Pitchfork analizi, molar ilişki ve overjet düzeltilmesindeki iskeletsel ve dentoalveolar bileşenleri nicelleştirmek için yapılmıştır. Dört apareyin de mandibular ilerleme, Sınıf II molar ilişkisinin modifikasyonu ve derin overjet tedavisinde etkili olduğunu ve alt yüz oranında kaçınılmaz bir artışa yol açtığını belirtmişlerdir. En fazla iskeletsel etkiye Vanbeek Aktivatörünün sahip olduğunu söylemektedirler. Bununla birlikte Vanbeek ve MA apareylerinin mandibular keser dişlerin kontrolünde iyi bir başarı sağlarken, Herbst ve Twin Blok apareylerinin ise alt kesici dişlerde daha fazla proklinasyona neden olduğunu belirtmişlerdir (Wu et al., 2023).

Gurgel ve ark. MA apareyi tedavi edilen Sınıf II malokluzyona sahip büyüme çağındaki iki hastanın vaka raporunu sunmuştur. Hastalardan biri erkek (12 yaş 3 ay) ve biri kız (11 yaş 9 ay) olmak üzere iki hastadan da tedavi öncesinde intraoral tarama ve CBCT elde etmişlerdir. Mandibular ilerlemeden sonra tekrar tarama yapıp ve CBCT elde etmişlerdir. Her iki hastada da benzer yönlerde iskeletsel ve dişsel değişiklikler gözlemlemişlerdir. Mandibula, kondil ve ramus büyümesi sonucu aşağıya ve ileriye doğru yer değiştirdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca her iki hastada da mandibular anterior dişlerin öne doğru prokline olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumu mandibulanın anterior ve inferior yönde yer değiştirmesinin ve mandibular posterior dişlerin mezializasyonunun sonucu olduğu şeklinde yorumlamışlardır (Gurgel et al., 2023).

Lei Yu ve ark. sistematik bir incelemede MA apareyi ile geleneksel fonksiyonel apareylerin etkinliğini inceleyen bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışma MA apareyi etkinliğini geleneksel fonksiyonel apareyleri kontrol grubu olarak kullanarak değerlendirmeyi amaçlayan bir meta-analizdir. Bu çalışmada toplam 283 vakayı içeren dokuz klinik kontrollü çalışma ile SNA, SNB, ANB, Go-Pog, U1-SN, overjet gibi parametreler metaanalizi aracılığıyla değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda SNA, SNB, ANB, Go-Pog, U1-SN, overjet ve diğer parametrelerde MA grubu ile geleneksel grup arasında iskeletsel Sınıf II maloklüzyon tedavisinde anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak mandibular düzlem açısında (MP-SN) iki grup arasında 0.90° fark tespit edilmiştir. Geleneksel grupta mandibular ramus büyümesi (Co-Go) MA apareyi kullanan gruptan 1.10 mm daha fazla bulunmuştur. MA grubunda alt ön dişlerin dudak eğimi daha iyi kontrol edildiği ve kontrol grubuna göre 1.94° daha az olduğu bulunmuştur (Yu et al., 2023).

Schaefer ve arkadaşları (Schaefer et al., 2004) tarafından gerçekleştirilen çalışmada, Sınıf II maloklüzyonun düzeltilmesine yönelik iki farklı tedavi protokolünün etkinliği karşılaştırılmıştır. Tedavinin ilk aşamasında, fonksiyonel çene ortopedisi amacıyla Twin Blok veya Herbst apareyi kullanılmış; ikinci aşamada ise her iki grupta da sabit ortodontik mekanikler uygulanmıştır. Çalışmaya, toplamda 28 Sınıf II maloklüzyona sahip hasta dahil edilmiştir. Lateral sefalometrik analizler, tedavi başlangıcında (T1) ve genel tedavi sürecinin tamamlanmasının ardından (T2) gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar, Herbst ve Twin Blok apareylerinin Sınıf II hastalarda benzer terapötik etkiler gösterdiğini ortaya koymuştur. Bununla birlikte, Twin Blok grubu, Herbst grubuna kıyasla maksillomandibular ilişkide yaklaşık 2 mm daha fazla düzelme sağlamıştır. Her iki tedavi yöntemi de tedavi sonunda dentoiskeletal parametrelerin normalleşmesine katkıda bulunmuştur. Ayrıca, Twin Blok tedavisinin mandibular ramus yüksekliğinde (arka yüz yüksekliği) daha belirgin bir artışa yol açtığı tespit edilmiştir.

Başka bir retrospektif çalışmada MA apareyinin etkileri incelenmiştir. 2017-2019 yılları arasında MA tedavisi gören yaşları ortalama 13 olan (9,9-14,8 yaş arası) toplam 32 hasta (13 kız, 19 erkek) çalışmaya dahil edilmiştir. Sefalometrik filmlerin değerlendirildiği bu çalışmada Sabouni ve ark. (Sabouni et al., 2022) mandibular uzunluğun 9.2 ayda 1,5 mm arttığını, ANB açısının anlamlı derecede azaldığını, yüz profilinin düzelmesine katkıda bulunduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca Caruso ve ark. (Caruso et al., 2021) çalışmasına benzer biçimde overjet 1,5 mm azalma bulmuşlardır ve IMPA'nın değişiklik göstermediğini bildirmişlerdir (Sabouni et al., 2022).

Koukou ve ark. sunduğu bir vaka raporu ve literatür incelemesinde MA apareyinin diğer fonksiyonel apareylere kıyasla alt keser dişlerde daha az proklinasyon oluşturma avantajına sahip olduğunu belirtmiştir ve tüm fonksiyonel apareylerde olduğu gibi, hem iskeletsel hem de dental etkilerin bir sonucu olarak maloklüzyonu düzelttiğini vurgulamıştır (Koukou et al., 2022).

Mandibular retrognati veya mandibular hipoplazi, Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonlu hastalarda sıkça karşılaşılan ve hem oral fonksiyonu hem de yüz estetiğini olumsuz yönde etkileyen bir durumdur. Twin Blok ve şeffaf fonksiyonel alignerler, ergenlerde mandibular retrognati tedavi etmek için klinik pratiğe sıklıkla başvuru olan yöntemlerdir. Çeşitli çalışmalar, mandibular ilerletme tedavisinin

TME'in fonksiyonel adaptasyonu ile güçlü bir ilişkiye sahip olduğunu ortaya koymuştur (Baltromejus et al., 2002; Sun et al., 2017; Zhang et al., 2024a).

Literatürde MA ile Twin Blok etkinliğini değerlendiren yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır ve çalışmalar daha çok dental ve iskeletsel etkileri karşılaştırıp tme yapısına olan etkileri değerlendirmemiştir. Bu nedenle çalışmamızda, kemik, dişler ve TME yapıları üzerinde oluşan stres dağılımını ve yer değiştirme miktarlarını sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelemek amaçlanmıştır.

Bu çalışma, mandibular gelişim geriliğine bağlı Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonuna sahip, pubertal büyüme atılımı dönemine girmiş ve bu dönemin zirve noktasını henüz aşmamış hastaların tedavisinde kullanılan Twin Blok apareyi ile MA apareyinin dentofasiyal yapılar üzerindeki etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi amaçlamaktadır. Ayrıca, fonksiyonel apareyler arasında güncel bir tedavi yöntemi olarak geliştirilen MA apareyinin tedavi etkinliği ve verimliliği hakkında bilimsel bir değerlendirme yapılması hedeflenmiştir. Her iki apareyin de sabit ortodontik tedavi mekaniklerine geçilmeden önce kullanılması, MA apareyi ile ilgili literatürde sınırlı veri bulunması ve önceki çalışmalardan elde edilen bulgulara göre, Twin Blok apareyine daha konforlu bir alternatif arayışı bu iki apareyi karşılaştırma gerekliliğini ortaya koymaktadır.

5.2 Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ortodontik kuvvet sistemlerini simüle etmek için yaygın olarak kullanılan Sonlu elemanlar analizi, alveolar kemik, periodontal ligament ve dişler gibi çeşitli yapılardaki gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerin tahmin edilmesine olanak tanır (Feng et al., 2019).

Sonlu elemanlar analizi, canlı dokular da dahil olmak üzere çeşitli malzemelerdeki gerilme, gerinme ve deformasyonları belirleyen bir mühendislik yöntemidir. Biyomekanik etkileri değerlendirmek ve optimize etmek amacıyla yaygın şekilde kullanılan bu yöntem, bireysel farklılıkları ortadan kaldırarak standart koşullar altında farklı biyomekanik özelliklerin karşılaştırılabilmesini sağlamak için sıklıkla tercih edilmektedir (Nihara et al., 2015).

Çalışma tasarımına uygun bir kuvvet analiz yönteminin seçilmesi, elde edilecek gerilme sonuçlarının doğruluğu açısından kritik bir öneme sahiptir. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kuvvet analiz yöntemleri arasında fotoelastik

analiz, kırılğan vernik kaplama yöntemi, gerilim ölçer analizi, holografik interferometre analizi ve sonlu elemanlar stres analizi gibi teknikler yer almaktadır (Tada et al., 1973; Zienkiewicz & Taylor, 2005). Fotoelastisite, interferometrik holografi ve gerinim ölçerler gibi geleneksel analitik ve deneysel yöntemler, dental stres analizinde yaygın olarak kullanılmış ve ortodontik diş hareketinin mekanizmasının anlaşılmasına katkı sağlamıştır. Ancak, bu yöntemler periodontal ligament çevresindeki ve kemik içindeki mikro-çevresel stres oluşumunu doğrudan ölçme konusunda yetersiz kalmıştır (Mahler & Peyton, 1955). Bu çalışmada, diğer kuvvet analiz yöntemlerinin karmaşık yapıların detaylı modellenmesine yeterince imkân tanımaması, malzemelerin fiziksel özelliklerini eksiksiz şekilde yansıtamaması ve deney düzeneği gerektirmesi gibi sınırlamalarından dolayı sonlu elemanlar analizi yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu eleman analizi, ortodontistlere dentoalveolar kompleks içindeki fizyolojik reaksiyonları anlamalarına yardımcı olacak nicel veriler sunarak, tedavi süreçlerinin daha verimli bir şekilde planlanmasına olanak tanır (Konda & Tarannum, 2012).

Geramy, 2002 yılında gerçekleştirdiği sonlu elemanlar analizi çalışmasında, farklı alveol kemiği seviyelerine sahip dişlerin ortodontik kuvvetler altında periodontal ligamentlerinde meydana gelen gerilim dağılımını araştırmıştır (Geramy, 2002).

Şeffaf plaklar, estetik görünümleri ve sabit ortodontik tedaviye göre daha konforlu kullanımlarıyla giderek daha popüler hale gelmiştir (Kravitz et al., 2009; Kuo & Miller, 2003; Meiers et al., 2003).

Günümüzde geleneksel fonksiyonel apareylere daha konforlu alternatifler aranmaktadır.

2017 yılında Align Technology, Invisalign MA apareyini tanıtmıştır. Bu cihaz, fonksiyonel apareylerin aksiyonunu taklit eder, çünkü 1. molar ve premolarlar arasında genellikle yer alan bukkal "precision wings" (hassas kanatları) içerir ve bu kanatlar ancak hasta mandibulayı ileriye doğru konumlandığında birbirine kenetlenir (Blackham, 2020b; Koukou et al., 2022).

MA apareyi tedavi hastaların tedavi planlarını ClinCheck yazılımında görme imkanı, tedavi planının etkin bir şekilde iletilmesini sağlar. Ayrıca, hassas kanatların gizli yapısı, geleneksel apareylere kıyasla hasta konforu ve estetik açısından avantaj sağlayabilir (Zybutz et al., 2021).

Karmaşık geometrik yapılara ait gerilme, gerinme ve yer değiştirme miktarları, sonlu elemanlar analizi yöntemiyle nicel olarak değerlendirilir (Zienkiewicz & Taylor, 2000). Sonlu elemanlar analiz yönteminde, yapıların modellenmesiyle fiziksel özellikler ayrıntılı bir şekilde aktarılır (Ebrahimi, 2012). Ayrıca, yer değiştirme ve stres miktarlarının değerlendirilmesinde etkili bir yöntemdir (Cook, 2007).

Sonlu elemanlar analizinde ilk adım, sonlu eleman modellemelerinin oluşturulmasıdır. Modeller ne kadar gerçeğe yakın olursa, elde edilen sonuçların doğruluğu da o ölçüde artar. BT ve MR görüntüleri kullanılarak modellemeler yapılabilmektedir (Benca et al., 2020; Guha et al., 2022).

Çalışmamızda BT verileri kullanılarak spongioz ve kortikal kemik, maksiller dişler ve PDL'nin modellemeleri yapılmış, ardından bu modellerin malzeme özellikleri tanımlanmış ve kuvvet yükleme senaryoları ile sınır koşulları belirlenmiştir. Literatürde diş ve çevre dokularının yansıtılmasında tetrahedral elemanlı geometrik modellemenin ideal olduğu belirtilmiş (Gautam et al., 2009), bu doğrultuda çalışmamızda kullanılan geometrik modellemeler tetrahedral yapıdadır.

Sonlu elemanlar analizlerinin doğru bir şekilde yapılabilmesi ve sonuçların sağlıklı bir şekilde yorumlanabilmesi için, model geometrisinin doğru bir şekilde oluşturulması, kullanılan materyallerin elastik modülü ve Poisson oranı gibi özelliklerinin doğru bir şekilde sisteme aktarılması büyük önem taşımaktadır (Al - Sukhun et al., 2007). Çalışmamızda kullanılan elastik modülü ve Poisson oranı parametreleri Zhang ve ark., Kumar ve ark., Mori ve ark., Gómez ve ark. ve Liu ve ark. çalışmalarından alınmıştır (Gómez - Gómez et al., 2024; Kumar et al., 2016; L. Liu et al., 2022; Mori et al., 2010; Zhang et al., 2023).

Eleman ve node sayısı, bir çalışmanın uygulanabilirliği ve hassasiyetini doğrudan etkiler. Eleman ve node sayısının artırılması, modelin hassasiyetini yükseltirken, klinik açıdan önemsiz olan küçük farkların ortaya çıkmasına neden olabilir. Bununla birlikte, bu sayıları aşırı derecede artırmak, bilgisayar kapasitesini zorlayarak sonlu elemanlar analizinin yapılamamasına yol açabilir (Ulusoy & Darendeliler, 2008).

Holberg ve arkadaşları (Holberg et al., 2007), 2007 yılında yaptıkları çalışmada yarım kafatası ve maksillayı modelleyerek toplam 53555 eleman ve

97550 düğüm kullanmışlardır. Yu ve arkadaşları (Yu et al., 2007), 2007 yılında yaptıkları çalışmada tam kafatası ve maksillayı modelleyerek 22236 eleman ve 71714 düğüm kullanmışlardır. Gautam ve arkadaşları (Gautam et al., 2009), 2009 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada tam kafatası ve maksillayı 108799 eleman ve 193633 düğüm ile modellemişlerdir. Panigrahi ve arkadaşları (Panigrahi & Vineeth, 2009) ise, 2009 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada, tüm kafatasını modelleyerek 13590 eleman ve 18582 düğüm noktası kullanmışlardır. Bu çalışmalara paralel olarak, bizim çalışmamızda da iki model bulunmaktadır. Birinci modelde, 4422100 düğüm noktası ve tamamı tetrahedron elemanlardan oluşan 18017362 eleman kullanılmıştır; ikinci modelde (MA) ise 4638239 düğüm noktası ve yine tamamı tetrahedron olmak üzere 18936462 eleman kullanılmıştır.

Çalışmamızda yer alan modellerin karşılaştırılması, kuvvet uygulandığı an itibariyle oluşan ilk stres ve yer değiştirme değerlerine odaklanmaktadır. Bu karşılaştırma, her bir modelin başlangıçtaki tepkilerini ve kuvvetin etkisiyle ortaya çıkan değişimlerin analizini içermektedir.

Kuvvet uygulandığında dişlerde meydana gelen birincil yer değiştirme hareketleri ve stres değerlerinin incelenmesinde, periodontal ligament (PDL) genellikle homojen, lineer elastik ve izotropik özellikler taşıyan bir yapı olarak kabul edilmiştir (McGuinness et al., 1991) . Çalışmamızda, kuvvetin etkisiyle meydana gelen birincil yer değiştirme ve stres değerlerinin analizi yapılırken, PDL'nin izotropik ve lineer elastik olduğu varsayılmıştır. PDL'nin kalınlığı, Xu ve arkadaşlarının çalışmalarına benzer şekilde, tüm dişlerde kök çevresinde 0,25 mm olarak belirlenmiştir (Xu et al., 2018).

Gülsoy ve ark. yaptıkları çalışmada Clark'ın (Clark & Clark, 2014; Pinheiro, 2015) yönergelerine uyduklarını belirterek maksimum anterior mandibular aktivasyonu 6-7 mm, maksimum vertikal mandibular aktivasyonu ise 4-5 mm olarak belirlenmiştir (Gülsoy & Yavan, 2023). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda MA ve Twin Blok apareyleri 7 mm öne alınıp vertikal mesafe 4.5 mm artırılmıştır. Alt çene 7 mm ileri alınmıştır ve çene geriye doğru gelmek isterken oluşan kuvvet ile apareyler etki göstermektedir.

Literatürde, şeffaf alignerlarla mandibular ilerleme sırasında farklı mandibular hareketlerin ve tork kompanzasyonlarının biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar analizi kullanarak değerlendirme amacı olan bir çalışmada belirtildiği gibi mandibular ilerletme sırasında periodontal sağlığı korumak için, ilerletme

mesafesinin oklüzal açıklık mesafesiyle aynı veya biraz daha fazla olması tavsiye edilir. Aşırı oklüzal açıklık mesafesi, posterior PDL'deki gerilimi artırır ve mandibular ön dişlerin labial yöne proklinasyonuna neden olur, bu da titiz bir kontrol gerektirir (Wang et al., 2024).

Çiğneme kaslarından temporalis kasının arka kısmı, çeneyi geriye doğru çekmektedir (Okeson, 2003). Meyer ve ark. (Meyer et al., 2000) kesici dişler dişe diş pozisyonuna gelene kadar mandibula öne getirildiği pozisyonda kasların maksimum kuvvetlerinin arttığını açıklamışlardır. Bu durum Sınıf II aktivatör kullanıldığında yaklaşık olarak aynıdır. Sınıf II hastalarda elektromiyografi kullanarak kas aktivasyonu değerlendirilmiş maksimum ısırma kuvveti uygulamaları istendiğine kas aktivasyonunun 22 kat arttığını öğrenmişlerdir. Bu çalışmada hastalar aktivatörü kullanırken pasif çiğneme kuvvetine ihtiyaç duyduğundan kas kuvveti 22 ye bölünerek son kas kuvvetleri bulunmuştur. Temporal kasın posterior kısmında bu değeri 12 N olarak bulmuşlardır. Ulusoy ve Darendeliler'in (Ulusoy & Darendeliler, 2008) yaptığı çalışmada, mandibula önde konumlandığında temporal kasın posterior kısmının istirahat halinde 12 N kuvvet ürettiği tespit edilmiştir. Bu bulgular, Meyer ve arkadaşlarının (Meyer et al., 2000) ve Uner ve arkadaşlarının (Uner et al., 1999) çalışmalarına dayandırılarak elde edilmiştir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda MA ve Twin Blok apareylerinin kuvveti 12 N olarak uygulanmıştır.

Ulusoy ve Darendeliler'in çalışmasında, Sınıf II aktivatör ve Sınıf II aktivatör ile oksipital headgear kombinasyonunun mandibula üzerindeki etkileri, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir. Analiz sonuçlarına göre, en fazla etkilenen bölgeler kas bağlanma noktalarına yakın alanlar olmuştur. Maksimum stres değerleri, koronoid çıkıntının iç yüzeyinde ve gonial bölgede tespit edilmiştir. Çalışmada, her iki fonksiyonel apareyin de çiğneme kaslarını harekete geçirerek büyüme yönünü değiştirdiği ve mandibula üzerinde morfolojik değişikliklere yol açtığı sonucuna ulaşılmıştır (Ulusoy & Darendeliler, 2008).

Apareylerin iki parçası arasındaki eğimin 70° olması daha efektif sonuç verdiğini Huang ve ark. (Huang et al., 2023) yaptıkları çalışmada belirtmişlerdir. Bu çalışmada eğik düzlemin açısı 45, 60 ve 70° alınıp stres ölçümleri yapılmıştır. Aynı çalışmada kuvvet eğik düzlemlere dik açıda verilmiştir. Biz de çalışmamızda eğik düzlem açısını 70° aldık ve eğik düzlemlerden apareyler aracılığıyla iletilen

kuvveti dik açıda uyguladık. Gülsoy ve ark da yaptıkları çalışmada eğik düzlem eğim açısını 70° olarak belirlemişlerdir (Gülsoy & Yavan, 2023).

L. Dong ve ark. (Dong et al., 2024) tarafından yaptıkları çalışmada bir 3D sonlu eleman modeli, CBCT taramaları kullanılarak oluşturulmuştur. Bu detaylı yapı, kraniofasiyal iskelet yapıları, eklem diski, arka disk elastik tabakası, diş yapıları, periodontal ligamanları ve bir Twin Blok apareyini içermektedir. Bu çalışma, üç farklı açıya sahip eğimli yüzeylerin (45, 60 ve 70°) araştırma modelleri olarak ilk kez dahil edildiği çalışmadır. Mekanik etkiler, glenoid fossa, dişler, kondil ve eklem diski bölgelerinde değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları da şu şekildedir;

1. Twin Blok apareyinin eğim açısı arttıkça, TME bölgesindeki maksimum ana gerilme değerleri, özellikle glenoid fossa ve kondil bölgelerinde artar. Bu durum, eğim açısının bu bölgelerdeki gerilme ile doğrudan ilişkili olduğunu gösterir.

2. Twin Blok apareyinin eğim açısı, mandibular kaymanın seviyesini doğrudan etkiler; en büyük kayma 70° açıda gözlemlenir. Bu kayma, daha düşük açılarda giderek azalır, bu da apareyin eğiminin mandibular pozisyonu ayarlamakta kritik bir rol oynadığını vurgular.

3. Twin Blok apareyi, mandibular kesicilerin proklinasyonu ve maksiller molarların retroklinasyonunu içeren belirgin diş hareketlerine yol açar. Bu hareketler, eğim açısına bağlı olarak değişir.

5.3 Bulguların Tartışılması

5.3.1 Yer değiştirme Bulgularının Tartışması

Twin Blok simülasyonunda yapılan yer değiştirme analizleri, sagittal yönde apareyin üst dişlerde retroklinasyon, alt dişlerde ise mesializasyon etkisi yaratarak overjet miktarını azalttığını göstermektedir. Maksiller dişlerde en fazla hareket üst keser ve birinci molar dişlerde görülürken, mandibular dişlerde en belirgin hareket alt santral dişlerde gözlenmiştir. Bu durum, üst çenede uygulanan kuvvetin birinci molar dişe aktarılmasıyla açıklanabilir. Üst çenede insizal kenarlar ile tüberkül tepelerinin distal yöndeki hareketi kök uçlarında meydana gelen hareketten daha fazladır. Bu durumda Twin Blok apareyinin üst posterior dişlerde ‘Headgear etkisi’ ile distalizasyon yaptığını göstermektedir. Alt çenede ise kuvvet, premolar dişlere

uygulanmakta ve alt keser dişlerin arkasındaki bar üzerinden alt keserlerde kuvvet birikerek, en fazla hareket alt 2. premolar dişlerde meydana gelmektedir. Ayrıca, insizal uçlar ile tüberkül tepelerindeki hareket, köklerdeki hareketten daha belirgindir. Bu durumda Twin Blok apareyi alt çene dişlerinde mesial tipinge sebep olur. Anteriorda dişlerde intrüzyon hareketi görülmektedir. Aynı zamanda elde ettiğimiz bulgular, Twin Blok apareyinin üst anterior dişlerde retroklinasyona, alt anterior dişlerde ise labial yönde devrilmeye yani proklinasyona yol açtığını göstermektedir.

MA apareyinde maksiller anterior dişler palatinal yönde posterior dişler ise bukkal yönde hareket etmiştir. Anterior dişlerin insizal uçları distale kök uçları mesiale hareket ettiği için bulgular MA apareyinin ön dişlerde distal tipping hareketine sebep olabileceğini göstermektedir. Üst posterior dişlerin tüberkülleri kök uçlarından daha fazla distal yönde hareket etmiştir. Bu durum bize MA apareyinin maksiller posterior dişlerde distal tipping hareketine sebep olduğunu göstermektedir. Mandibular anterior dişler ise mesial ve labial yönde hareket etmiştir. Anteriorda dişlerde oluşan bu proklinasyon ile intrüzyon görülmektedir. Anterior dişlerin kron insizal uçları kök uçlarına göre daha fazla mesial yönde hareket etmiştir. Posterior dişler mesial ve linguale hareket etmiştir. Maksiller ve mandibular dişlerde en fazla hareket birinci molar dişlerde görülmüştür.

Sidlauskas ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada 34 Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonlu hastayı inceleyerek, Twin Blok apareyi ile tedavi öncesi ve sonrası iskeletsel ve dentoalveolar yüzey yapılarının sefalometrik analizini gerçekleştirmişlerdir. Bu analizler, aynı referans sistemi kullanılarak yapılmıştır. Doğal büyümeyi değerlendirmek amacıyla, mükemmel oklüzyona sahip ve Bolton standartlarına uygun bireylerin uzunlamasına büyüme verileri kontrol grubu olarak alınmıştır. Sonuç olarak Twin Blok tedavisi ile overjet düzeltilmesinin yaklaşık %40'ının iskeletsel değişikliklerle, %60'ının ise dentoalveolar değişikliklerle sağlandığını, üst azı dişlerinin 1 mm'lik distal hareketinin 0,7 mm'sinin dentoalveolar olduğunu belirtmişlerdir (Sidlauskas, 2005). Bizim çalışmamızda bu çalışmayı destekler nitelikte her iki senaryoda da maksiller posterior dişler distal yöne hareket edip yer değiştirmiştir. Çalışmamızda bu çalışmaya ek olarak her iki simülasyonda da maksiller posterior dişlerin tüberkül tepeleri kök uçlarından daha fazla distale hareket ettiğini ölçtük. Bu hareket miktarları Twin Blok apareyinde MA apareyine göre daha fazladır. Her iki aparey tedavisinin de üst posterior dişleri

devrilme hareketi ile distalize ettiğini ancak analiz sonuçlarımıza göre Twin Blok apareyinin üst çene arka dişlerde daha fazla devrilme hareketi yaptığını bulduk. Ayrıca Twin Blok apareyinde dişlerin distale hareket miktarının daha fazla olması, üst çenede Headgear etkisinin MA apareyine göre daha fazla olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızın bulguları incelendiğinde Twin Blok apareyi MA apareyine göre üst dişlerde daha fazla retroklinasyona ve alt dişlerde daha fazla proklinasyona sebep olmaktadır.

Literatürdeki pek çok çalışma alt keser proklinasyonunun Twin Blok apareyinde MA apareyine göre fazla olduğunu vurgulamaktadır (Blackham, 2020b; Koukou et al., 2022; Lombardo et al., 2024; Wu et al., 2023). Bu çalışmada da bulguları değerlendirip her iki senaryoyu karşılaştırdığımızda elde ettiğimiz sonuçlar bu çalışmaların bulgularını desteklemektedir. Çalışmalarda da belirtildiği üzere ve bizim de çalışmamızdaki bulguların sonuçlarına göre MA apareyinde şeffaf plak tüm diş yüzeylerini sardığı için alt keser inklinasyon hareketi açısından daha konservatif çalışmaktadır.

Caruso yaptıkları bir retrospektif çalışmada MA apareyi ile Twin Blok apareyinin etkilerini incelemişlerdir. Bu retrospektif çalışmada, L'Aquila Üniversitesi Diş Hekimliği Kliniği'nde MA ve Twin Blok tedavisi uygulanan hastalardan alınan tedavi öncesi ve sonrası lateral kafa röntgenleri incelenmiştir. Uygunluk kriterleri arasında tedavi öncesi $SNB < 78$ ve $ANB > 4$; daha önce ortodontik tedavi görmemiş olma ve vertebral olgunlaşma aşaması (CVM) CS3 yer almaktadır. Kraniyofasiyal anomalisi bulunan veya çekim tedavisi görmüş hastaların röntgenleri çalışmaya dahil edilmemiştir. Toplamda 20 çift röntgen incelenmiş, 10'u MA tedavisi gören alınan röntgenler, 10'u ise Twin Blok tedavisi gören hastaların kontrol röntgenleri olarak kullanılmıştır. Tüm röntgenler, operatör tarafından gruptan habersiz bir şekilde çizilmiştir. Örneklem büyüklüğü, T0 ve T1 arasındaki ANB değişimlerine dayalı olarak belirlenmiş ve %95 güç ile 0.05 alfa değerinde en az 5 konu gerekliliği ortaya konmuştur. Post-hoc analiz, örneklem gücünün %99'un üzerinde olduğunu göstermektedir. Caruso ve ark. bu çalışmada ANB açısının azalmasını Twin Blok kullanan hastalarda Twin Blok apareyinin daha belirgin bir retrokline etkisi olması ile ilişkilendirmişler ve ANB açısındaki daha büyük değişiklik olmasını ise bu durumun sonucu olarak yorumlamışlardır.

Bu sebeple Sınıf II divizyon 2 maloküzyon görülen hastalarda MA apareyinin daha avantajlı olacağını belirtmişlerdir (Caruso et al., 2021).

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulardan biri de fonksiyonel apareylerin çoğunda en sık karşılaşılan yan etkilerden biri olan alt keserlerin önlenemeyen protrüzyonudur. Çalışmamızın bulgularına göre her iki apareyde de alt keserlerin kron kısmında meydana gelen labial yöndeki hareket, kök ucundaki hareketten daha belirgindir. Bu durum, alt keserlerin mandibular düzleme göre açısının arttığını ortaya koymaktadır. Literatürdeki diğer çalışmalar da alt keser protrüzyonu ile ilgili bulgularımızı desteklemektedir (Blackham, 2020b; Koukou et al., 2022; Wu et al., 2023; Yu et al., 2023).

Caruso ve ark. (Caruso et al., 2019) yaptıkları çalışmada şeffaf alignerlarla üst molarların distalizasyonu sırasında üst kesici dişlerin inklinasyonunun klinik olarak anlamlı bir şekilde kontrol edilebileceği zaten kanıtlanmıştır. Manni ve ark. (Manni et al., 2019) yaptığı çalışmada bu kontrolün minivida ile desteklenmiş Herbst apareyine benzer bir değerde olduğu belirtilmiştir. Ancak Biavati ve ark. (Silvestrini Biavati et al., 2011) yaptığı çalışmada büyüyen hastalarda minivida kullanılarak yapılan tedavilerde minividanın primer stabilite sorunları olduğunu gözlemlemişlerdir. Caruso ve ark. ise bu çalışmalara paralel olarak, alignerların ön grup dişlerin protrüze olduğu vakalarda dişleri kontrol etmedeki avantajını açıkça belirtmektedir (Caruso et al., 2021). Bu çalışmalar bizim çalışmamızdaki Twin Blok ve MA apareylerinin her ikisinde de üst keser retrüzyonu ile ilgili bulgularımızı desteklemektedir. İki apareyin yer değiştirme bulguları karşılaştırıldığında Twin Blok apareyinin MA apareyine göre daha fazla harekete sebep olduğu görülmektedir.

Her iki apareyde de vertikal yöndeki hareketler incelendiğinde alt çenede posterior dişlerdeki ekstrüzyon sonucunda overbite miktarının azaldığı görülmektedir. Blackham ve ark. (Blackham, 2020b) yaptıkları çalışmada Twin Blok apareyinin alt dişleri ekstrüze ettiğini, MA apareyinin ise dişleri çevrelediği ve bu hareketi engellediğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda ise Twin Blok ve MA apareylerinin her ikisinde de alt dişlerde ekstrüzyon hareketi görülmekte ancak MA apareyinde bu hareket Twin Blok apareyine göre daha az miktarda olduğu görülmektedir.

Ayrıca bu durum, klinisyenin bir ClinCheck yazılım planı ile MA apareyi tasarlaması ve tedavi sırasında intrüzyon kuvvetinin uygulanması için bir intrüzyon kuvveti yerleştirilmesi potansiyelini de açıklayabilir (Blackham, 2020b).

Çalışmamızda her iki aparey ile yapılan simülasyonda alt keser dişlerin intrüze olması, Illing ve Baysal'ın bulguları ile benzetilmektedir; her iki araştırmacı da Twin Blok grubunun alt kesici dişlerinde küçük miktarlarda intrüzyon, kontrol gruplarında ise hafif miktarda ekstrüzyon gözlemlemişlerdir (Baysal & Uysal, 2014; Illing et al., 1998).

Maksiller 2. premolar ve 1. molar dişlerin her iki apareyde de intrüze olması Blackham ve ark. (Blackham, 2020b) yaptıkları çalışma ile benzer bulunmaktadır. Bu durum overbite artışına sebep olabilir. Bu bulgulardan yola çıkarak Twin Blok apareyinin 1. molar dişi daha fazla intrüze etmesi sebebi ile overbite miktarını daha fazla artırabileceği düşünülmektedir (Franchi & Baccetti, 2006).

Gurgel ve ark. yaptıkları çalışmada MA aparey tedavisi gören iki vaka incelemişlerdir. Bu makalede ele alınan iki hasta, şeffaf aligner MA tedavisiyle Sınıf II maloklüzyon düzeltmesinde başarılı sonuçlar elde ederek olumlu iskeletsel ve dişsel değişiklikler göstermiştir. Sınıf II ilişkisi, mandibular ramus ve kondiler büyüme sayesinde düzeltilmiş ve bu süreç, mandibulanın öne ve aşağıya kaymasına, mandibular arka dişlerin mesial hareket etmesine ve mandibular ön dişlerin labial yöne hareket etmesine neden olmuştur (Gurgel et al., 2023). Çalışmamızın bulguları incelendiğinde bu çalışmayı destekler niteliktedir.

Tümer ve Gültan, yaptıkları çalışmada Monoblok ve Twin Blok apareyleri uygulanan hastalarda, arka yüz yüksekliğinde bir artış gözlemişlerdir. Ancak, bu artışın kontrol grubunda belirgin bir fark yaratmadığı tespit edilmiştir. Yüz yüksekliğindeki bu değişiklik ve mandibular rotasyon, molar ekstrüzyon ve vertikal yöndeki kondil büyümesi ile ilişkilendirilebilir (Tümer & Gültan, 1999).

Çalışmamızda MA ve Twin Blok apareyleri incelendiğinde üst azı dişlerinden, birinci premolarlarda ekstrüzyon oluşurken ikinci premolarlarda ve birinci molarlarda intrüzyon oluşmuştur. Vertikal yönde keser dişlerinin değişimi incelendiğinde üst keserlerde ekstrüzyon, alt keserlerde intrüzyon hareketi görülmektedir.

Çalışmamızda temporomandibular disk her iki senaryoda da anteromedial yönde hareket etmiştir. Bulguları incelediğimizde bu hareket miktarı Twin Blok apareyinde daha fazladır.

Chintakanon ve ark. (Chintakanon et al., 2000) yaptıkları çalışmada Clark Twin Blok tedavisi, disk pozisyonunda belirgin bir değişiklik yaratmamış ve diskin geri yakalanmasıyla ilgili ikna edici bir bulguya rastlanmadığını belirtmiştir. Bu çalışmada Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonuna sahip kırk çocuk, Twin Blok fonksiyonel apareylerinin TME üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla manyetik rezonans görüntüleme (MRI) çalışmasına dahil edildi. Bu çocukların hiçbirisi temporomandibular bozukluk belirtileri veya semptomları göstermiyordu. On dokuz çocuk 6 ay süreyle Clark Twin Blok apareyi ile tedavi edilirken, diğer 21 çocuk tedavi edilmeden kontrol grubu olarak bırakıldı. Kontrol ve Clark Twin Blok grupları arasındaki karşılaştırmalar, kondiler aksiyal açının azalmasının tedavi edilmemiş Sınıf II büyüme modellerine özgü bir durum olduğunu göstermiştir. Öte yandan Clark Twin Blok tedavisi ile aksiyal açı stabilitesinin kondiler büyüme yönünde bir değişiklik gösterdiğini ortaya koymuştur. Başlangıçta artiküler eminensin zirvesine yerleştirilen kondiller, 6 ay sonunda glenoid fossa'ya geri oturmuştur. Ancak Clark Twin Blok tedavisi ile başarıyla tedavi edilen vakaların %75'inde kondiller daha anterior bir pozisyona yerleşmiştir. Clark Twin Blok tedavisinin, artiküler eminens ve glenoid fossada yeniden yapılanma sağladığına dair herhangi bir belirgin kanıt bulunmamıştır. Kombine gruplarda başlangıçta disk kaymalarının prevalansı %7,5 anterior, %5 medial ve %12,5 lateral olarak tespit edilmiştir.

Carpentier ve ark. yatıkları çalışmada Herbst apareyi tedavisi sonrasında disk arka bandının anterior yöne kaydığı gözlemlenmiştir. Bu anterior kayma, tedavi sonrası dört vakada tespit edilmiştir (Foucart et al., 1998).

Emam ve ark. ise Twin Blok apareyi ile yaptıkları çalışmada sagittal disk pozisyonunun, tedavi öncesi konumuna göre hafif bir şekilde normal fizyolojik sınırlar içinde daha geriye kaydığını ve eminens açısından ise herhangi bir anlamlı değişiklik gözlemlenmediğini belirtmişlerdir (Emam & Refai, 2017). Ruf ve Pancherz (Ruf & Pancherz, 2000) yaptıkları çalışmada Emam ve ark. yaptığı çalışmaya benzer bulgular belirtmişlerdir.

Y. Zhang ve arkadaşları, 2023 yılında gerçekleştirdikleri bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında (Zhang et al., 2023), bizim bulgularımıza benzer şekilde TME diskinin maksimum yer değiştirmesi anterior yönde olmaktadır.

Çalışmamızda her iki senaryoda Na, A, ANS, Alveolar Protrüzyon, PNS ve Zygoma noktalarının tümünde geriye doğru hareket ve yer değiştirme

gözlemlenmiştir. Zygoma ve PNS noktaları superior diğer tüm noktalar inferior yönde hareket etmiştir. En çok yer değiştirme PNS ve alveolar kemik bölgesinde olmuştur. Twin Blok apareyi uygulanan senaryoda yer değiştirme miktarları daha fazla gözlemlenmiştir.

İskeletsel Sınıf II tedavisi sırasında, anterior kraniyal (maksiller) kemikte geriye doğru bir değişim (retrüzyon) meydana gelebilir (Gu & McNamara Jr, 2007; Perinetti et al., 2015). Rodríguez López ve ark. yaptıkları çalışmada Invisalign® Sistemi ve Precision Wings kullanılarak mandibular ilerleme ile tedavi edilen bir klinik vaka gerçekleştirmiştir. Aynı zamanda, PubMed, EBSCOhost ve Lilacs veri tabanlarında bir literatür taraması yapılmıştır. Bu derlemede incelenen literatür, Twin Blok ve MA'nın bu değişim üzerinde yalnızca sınırlı bir etkisi olduğunu göstermektedir (Sabouni et al., 2022).

Khan ve arkadaşları, Twin Blok apareyi ile tedavi edilen Sınıf II maloklüzyonlu hastalar ile tedavi edilmeyen hastaların dentoiskeletsel etkilerini karşılaştırarak incelemişlerdir (Khan et al., 2022). Bu çalışmada, Twin Blok apareyiyle tedavi edilen 30 hastanın tedavi öncesi (T1) ve tedavi sonrası (T2) lateral sefalogramları, tedavi almayan 30 Sınıf II kontrol hastasıyla karşılaştırılmıştır. Her iki grup, 24 açısal ve doğrusal sefalometrik ölçüm kullanılarak dentoiskeletsel değişiklikler açısından değerlendirilmiştir. Çalışmanın bulgularında “Headgear etkisi” gözlemlenmiş ve Twin Blok grubunda üst çene büyümesinde bir kısıtlama meydana geldiği, ayrıca üst çene molar dişlerde de distalizasyon hareketi olduğu belirtilmiştir. Bu bulguları bizim çalışmamızdaki A, ANS, PNS noktalarının y ekseninde geri yönde yer değiştirmesi desteklemektedir.

Liu ve ark. sundukları vaka raporu ve literatür değerlendirmesinde (C. Liu et al., 2022) MA apareyi kullanan Sınıf II maloklüzyona sahip hastayı incelemişlerdir. Vaka sonucunda MA'nın, mandibula büyümesini teşvik ettiğini, ancak maksiller gelişimi engellemediğini vurgulamıştır. Bu nedenle, Spalj ve ark., (Spalj et al., 2017) ekstraoral kuvvetin, örneğin Aktivatör Headgear gibi, maksiller gelişmeyi engelleyip engellemeyeceği, daha fazla araştırmayı gerektiren bir konu olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmanın bulgularına benzer şekilde bizim çalışmamızdaki MA apareyinin kullanıldığı senaryoda Twin Blok apareyine göre A noktasında daha az miktarda geriye doğru yer değiştirme saptanmıştır.

Daha önce de belirtildiği gibi, A ve B noktaları, maksilla ve mandibulanın iskeletsel işaretleri olarak yaygın şekilde kullanılır, ancak bunlar üst ve alt

kesicilerin torkundan etkilenebilir (Martins et al., 2008). Biz de çalışmamızda kraniyofasial noktaları iskeletsel işaretler olarak inceleyip değerlendirdik. Bizim çalışmamız daha çok bulguların karşılaştırması prensibine dayandığı için bu durumda A noktasının hareket miktarının MA apareyindeki senaryoda daha az çıkması bir bağlamda Liu ve ark. (C. Liu et al., 2022) çalışmasının bulguları ile değerlendirildiğinde bu hareketin Twin Blok apareyi kadar etkili olmadığı sonucuna varılabilir. Caruso ve ark. İse yarısı MA apareyi kullanan toplam 20 hasta ile yaptığı çalışmada MA grubunda SNA açısında herhangi bir değişiklik olmadığını belirtirken (79.5 ± 1.5 'ten 79.5 ± 1.9 'a; $p = 0.791$), Twin Blok grubunda aynı parametrede anlamlı bir azalma gözlemlemiştir (85.2 ± 4.87 'den 82.2 ± 3.29 'a; $p=0.001$) (Caruso et al., 2021).

Lombardo ve ark. (Lombardo et al., 2024) yaptıkları çalışmada Twin Blok (Twin Blok grubu: $n=35$) ve Mandibular Aparey (MA grubu: $n=21$) ile tedavi edilen hastalarla toplam 56 Sınıf II hastanın kayıtları, tedavi edilmeyen 15 Sınıf II kontrol grubuyla (UC2) karşılaştırılmıştır. Twin Blok, MA ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı tek farkı, yumuşak doku pogonion noktasının gerçek dikey çizgiye (TVL) olan mesafesiyle değerlendirilen çene ilerlemesiyle ilgili bulmuşlardır. Bu çalışmada, Twin Blok apareyinin, çene ilerlemesinde ve dolayısıyla yüz profili iyileşmesinde daha etkili olduğunu savunmaktadırlar. Bu durumun, Twin Blok kullanıldığında mandibulanın tek adımda öne itilmesine ve MA ile gerçekleştirilen kademeli ilerlemeye kıyasla daha belirgin bir çene ilerlemesi yapılmasına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızdaki bulguları incelediğimizde Pog noktasının Twin Blok apareyi ile ilgili senaryoda da daha önde çıkması bu çalışmayı destekler niteliktedir. Bizim çalışmamızda mandibula MA apareyinde de Twin Blok apareyiyle aynı şekilde tek adımda öne getirilmektedir.

Caruso ve ark. yaptıkları çalışmada MA ve Twin Blok apareylerinin her ikisinde SNB açısında artış olduğunu belirtmişlerdir. SNB açısındaki artışın, hem Twin Blok (76.7 ± 4.6 'dan 79.9 ± 1.7 'ye; $p = 0.022$) hem de MA (73.8 ± 2.1 'den 78.2 ± 2.6 'ya; $p = 0.002$) ile istatistiksel olarak anlamlı mandibular ilerleme sağlandığını ortaya koyduğunu, bunun da her iki apareyin etkinliğini gösterdiğini söylemektedirler. Çalışmada da vurgulandığı gibi Twin Blok ile elde edilen sonuçlar, literatürdeki önceki çalışmalarda bildirilen aynı eğilimi göstermektedir (Baysal & Uysal, 2014; Burhan & Nawaya, 2015; Michele et al., 2018; Nelson et

al., 1993; O'Brien et al., 2003; Santamaría-Villegas et al., 2017). Twin Blok, üst ve alt plaklardaki yaklaşık 70° eğilimle mandibular ilerleme yoluyla mandibular boyutlarda bir artışa yol açmaktadır.

5.3.2 Von Mises Gerilme Bulgularının Tartışması

Twin Blok ve MA gibi her iki aparey, mandibulayı zorla ileriye doğru konumlandıran eğimli plaklar temelinde çalışır. Bu mekanizma, nöromusküler adaptasyon ve yeni bir uzamsal pozisyonun oluşmasına yol açar (Oda et al., 2016). Mandibulanın zorla ileriye doğru konumlanması, mandibular geriliğin düzeltilmesine yardımcı olan bir dizi değişiklik meydana getirir ve Sınıf II maloklüzyonun kraniyo-servikal postüründe genel bir değişim sağlar (Tecco et al., 2004).

Twin Blok simülasyonunda üst çene dişlerinde en yüksek Von Mises stres değerinin 2. premolar dişin bukkal tüberkülünde olduğu görülmektedir. Von Mises stres değerinin arttığı kırmızı alanlar daha çok Twin Blok apareyinin bağlandığı premolar ve molar dişlerde ve bu dişlerin aproksimal temas alanları ile oklüzal yüzeylerinde görülürken kanin ve keser dişlerinde mavi bölgelerin arttığını yani stresin azaldığını görmekteyiz. Mandibular dişlerde ise en yüksek Von Mises stres değeri alt ikinci premolar dişinin bukkal ve lingual tüberkülünde görülmüş olup onu 1. premolar diş takip etmiştir. Üst çene dişleri gibi alt çenede de Twin Blok apareyinin bağlandığı dişlerde stres birikiminin fazla olduğu ve 1. premolar dişinin mesialinden itibaren stres birikiminin azaldığı görülmektedir. Stresin fazla olduğu alanlar 1. premolar ve 2. premolar dişlerin tüberküllerinde, dişlerin aproksimal temas alanlarında artan kırmızı alanlar ile görülmektedir. Twin Blok apareyinin bağlandığı bölgelerde stres birikiminin fazla olması uygulanan kuvvetin ilk olarak o dişlere etki etmesiyle olduğunu düşünmekteyiz.

MA simülasyonunda Von Mises stres miktarının maksiller dişlerde en çok 1. molar dişlerde olduğu görülmüştür. Diğer yüksek stres değerleri ise premolar dişlerde görülmüştür. 1. premolar dişinin mesialinden itibaren stres birikiminin azaldığı görülmektedir. Stresin arttığı bölgeler posterior dişlerde ve dişlerin aproksimal temas alanlarında artan kırmızı alanlar ile görülmektedir. Mandibular dişlerde en yüksek Von Mises stres değeri 1. azı dişlerinde görülmüştür. Stresin en yüksek olduğu yerler alt posterior dişler ve dişlerin mesiodistal kontak bölgeleri ve 2. premolar ve 1. molar dişlerin servikal kole bölgelerinde artan kırmızı alanlar ile

görülmektedir. Bu dişlerde Von Mises gerilmelerin fazla olmasının sebebinin apareyin kuvvet uygulandığı kanat bölgelerine denk gelmesi olduğu düşünülmüştür.

Literatür çalışmaları incelendiğinde Twin Blok apareyinin MA apareyine göre alt anterior dişlerde daha fazla labial yönde harekete sebep olduğu yani daha fazla procline olmasına sebep olduğu görülmektedir (Blackham, 2020b; Koukou et al., 2022; Lombardo et al., 2024; Wu et al., 2023). Bu çalışmalar, bizim çalışmamızdaki Twin Blok simülasyonunda daha yüksek Von Mises stres değerinin çıkmasıyla örtüşmektedir.

Aynı zamanda alt keser açısı artmış hastalarda keserleri daha az procline ettiği için MA apareyinin kullanımı daha uygun bulunmuştur.

Sabouni ve ark. yaptığı çalışmada Fransa'daki Bandol Rivage Kliniği'nde, 2017 ile 2019 yılları arasında ardışık olarak tedavi edilen vakalar üzerinde, deneyimli bir Diamond Plus Invisalign Sağlayıcısı (WS) tarafından retrospektif bir klinik kohort çalışması gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya, yalnızca MA fazı tamamlanan Invisalign tedavisi gören hastalar dahil edilmiştir. Toplamda 32 hasta (13 kadın, 19 erkek) incelenmiş olup, bu hastaların yaş ortalaması 13 (9.9-14.8 yaş) olup, vertebra analizine göre CS3 veya CS4 olarak sınıflandırılmıştır (Sabouni et al., 2022). Caruso ve ark.'nın (Caruso et al., 2021) çalışmasına benzer biçimde overjet 1,5 mm azalma bulmuşlardır ve 1.5 mm'lik bir overjet düzeltmesi sağlamak için yaklaşık 9 aylık bir tedavi süresi gerektirmiştir. Sınıf II düzeltmesi sırasında alt kesici dişlerin açıları korunmuş ve tedavi sürecinde meydana gelen minimal iskeletsel değişiklikler, Sınıf II düzeltmesini destekleyici nitelikte olmuştur. Kontrol grubunun olmaması ve örneklem grubunun dar olmasının eksik yanları olduğunu ve ileride yapılacak çalışmalar için elde edilen bulguların cesaret verici olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda MA apareyi ve Twin Blok apareyi karşılaştırılmış olup alt keser dişlerde inklınasyon değişim miktarı, Von Mises stres değerleri MA apareyinde daha az miktarlarda çıkmış olup bu çalışmaları desteklemektedir

İki aparey karşılaştırıldığında diskte, kondilde ve dişlerde oluşan stres miktarının Twin Blok apareyinde daha fazla olduğu görülmüştür. Twin Blok apareyinin daha rijit bir aparey olmasından dolayı böyle bir sonucun ortaya çıktığını düşünmekteyiz.

Kondil ile fossa arasındaki mesafenin artması, TME üzerindeki yükü azaltır. Yükün azalmasıyla birlikte, kondil bölgesinde remodelling başlar ve yeni kemik oluşumu meydana gelir (Zhang et al., 2023).

Twin Blok apareyi, kondillerin büyümesini uyararak, kondilin remodelinge uğramasına neden olmuştur. Rijit bir fonksiyonel aparey olan Twin Blok'un bireylerde kondiler büyüme üzerindeki etkilerini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (Emam & Refai, 2017; Zhang et al., 2024a). MA apareyi ile yapılan araştırmalarda ise değişikliklerin çoğunlukla dentoalveoler düzeyde olduğu, iskeletsel değişikliklerin daha minimal olduğu ve Twin Blok apareyine göre daha az miktarda olduğu ifade edilmiştir (Caruso et al., 2021; Sabouni et al., 2022). Bu bulgulara dayanarak, Twin Blok apareyinde oluşan Von Mises stres değerinin daha yüksek olmasının, kondiler büyümeyi MA apareyine kıyasla daha fazla artırdığı düşünülebilir.

Kanon ve arkadaşlarının çalışmasına göre, tedavi sonrasında hastaların %75'inde kondil pozisyonu kontrol grubuna kıyasla daha önde bulunmuş ve kondilin eklem fossasına göre değişen derecelerde ileri hareket ettiği gözlemlenmiştir (Chintakanon et al., 2000).

Zhang ve ark. (Zhang et al., 2024b) yaptıkları çalışmada Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyona sahip 49 hastanın (Twin Blok grubu: 24; Şeffaf Fonksiyonel Aparey grubu: 25) CBCT verileri, fonksiyonel ortodontik tedavi öncesinde ve sonrasında toplanmıştır. TME'in 3D modeli, MIMICS 21.0 yazılımı kullanılarak yeniden oluşturulmuştur. Ön, üst ve arka eklem aralıkları da dahil olmak üzere toplam on sekiz ölçüm parametresi, oluşturulan 3D model üzerinden değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada fonksiyonel ortodontik tedavi sonrasında geriye yerleşmiş kondilin eklem fossasının orta pozisyonuna hareket ettiğini, ancak diğer kondil pozisyonlarında anlamlı bir değişiklik gözlenmediğini tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada, Twin Blok grubunda tedavi öncesi ve sonrası ön, üst ve arka eklem aralıklarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Şeffaf fonksiyonel aparey grubunda ise, tedavi sonrası ön ve arka eklem aralıklarında belirgin bir değişiklik tespit edilmemiştir. Ancak, her iki grup arasında tedavi öncesi ve sonrası eklem aralığındaki değişim karşılaştırıldığında, ön eklem aralığının azaldığı, arka eklem aralığının ise arttığı tespit edilmiştir. Bu bulgu, kondilin eklem fossasında öne ve aşağıya doğru yer değiştirme eğiliminde olabileceğini düşündürmektedir. Ayrıca, şeffaf fonksiyonel aparey grubunda üst eklem aralığının tedavi sonrası

anlamalı derecede arttığı görülmüş olup, bu durum kondilin hafif öne ve aşağıya hareket eğilimi gösterdiğini işaret etmektedir. Bu değişimin, şeffaf fonksiyonel apareyin molar ve ön dişlerin dikey yüksekliğini düzenleyerek oklüzal düzlemi ayarlamasıyla ilişkili olabileceği düşünülmektedir (Zhang et al., 2024a). Literatürde yapılan başka bir çalışmada, Twin Blok ile tedavi edilen grubun tedavi edilmeyen kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında, kondil başı ileriye doğru önemli bir kayma göstermiştir. Kondilin posterosuperior kısmında ise kemik yapımı ile kondil büyümesine sebep olduğunu belirtmektedir (Baccetti et al., 2000). Bu çalışmalara benzer olarak çalışmamızda her iki apareyde kondil baş bölgesinden okuduğumuz stres değerleri kondilin posterosuperior yönde büyümesine paralel olarak bu bölgede daha fazla çıkmıştır. Kondilin anterior yöne hareketi posterior bölgedeki kemik yapımı ile bağdaştırıldığından benzer çalışmaları yorumladığımızda, Twin Blok apareyinin kondil baş bölgesindeki gerilim değerlerinin MA apareyine göre fazla olması burada kemik yapımını daha fazla teşvik ettiğini düşündürmektedir.

Blackham da yaptığı çalışmada MA apareyinin iskeletsel etkisinin Twin Blok apareyinden önemli derecede farklı sonuçlar göstermediğini desteklemiştir (Blackham, 2020a). Buna karşın, MA, Twin Blok'a göre daha konforlu, daha az dikkat çeken ve takılması daha kolay bir aparey olup, bu özellikleri sayesinde uyum oranını artırabilir (Zybutz et al., 2021).

Del Pozo ve ark. (del Pozo et al., 2003) sonlu elemanlar analizi yöntemiyle gerçekleştirdikleri bir çalışmada TME'de artiküler yüzeylerdeki sürtünmenin artiküler diskteki stresler üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Çalışma, TME diskinde meydana gelen stres ve yer değiştirmeleri, TME diski ile kemik bileşenleri arasındaki farklı sürtünme katsayılarını dikkate alarak değerlendirmeyi hedeflemiştir. Sürtünme katsayıları 0.0001 ile 0.5 arasında değişmekte olup, her iki bireyin manyetik rezonans görüntüleri kullanılarak üç boyutlu sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Asemptomatik bir kadın gönüllü ve redüksiyonuz anterior disk deplasmanı bulunan bir kadın hasta seçilmiştir. Bu bireylerin MR görüntülerinden alınan sagittal ve frontal kesitler, TME'nin yeniden yapılandırılması için kullanılmıştır. Çene açıldıkça kondiler hareketler, Gnathohexagraph cihazı ile kaydedilmiş ve bu hareketler, modelin stres analizine yükleme koşulu olarak entegre edilmiştir. Asemptomatik bireyde, çene açıldıkça disk üzerinde özellikle anterior ve lateral bölgelerde yüksek Von Mises stresleri tespit edilmiştir. Glenoid fossa ile temas eden üst sınır, kondil ile karşılaşan alt sınırdan

daha düşük stres değerlerine sahipti. Semptomatik bireyde ise disk üzerindeki stresler nispeten düşüken, posterior bağ dokusunda çene açılması sırasında yüksek stres değerleri gözlemlenmiştir. Sürtünme katsayısı arttıkça, özellikle asemptomatik bireyde disk üzerindeki stres ve yer değiştirme miktarında ek artışlar yaşanmıştır. Sonuç olarak, disk, glenoid fossa ve kondil arasındaki sürtünme seviyesinin artması, disk üzerindeki stres ve yer değiştirmeyi artırmaktadır. Diskin yer değiştirmesi, disk ile eklem yüzeyi arasındaki sürtünme katsayısının yükselmesiyle birlikte artış göstermiş ve bu, stres değerlerinin yükselmesine neden olmuştur. Sonuç olarak, Von Mises stres değeri, sürtünme katsayısının artması ve mandibular hareketin devam etmesiyle disk bölgesinin tamamında belirgin şekilde yükselmiştir. Bu skaler büyüklük, eklem diskinin maruz kaldığı toplam stresi yansıtmak için sıklıkla kullanılır ve bu nedenle aşınma ya da hasarın hangi bölgelerde meydana gelebileceği konusunda iyi bir gösterge olabilir. Bu araştırmaya göre, çene açıldığında, disk üzerinde anterior (anteroposterior yönünde) ve lateral (mediolateral yönünde) bölgelerde nispeten yüksek stresler gözlemlenmiş, bu da bu bölgelerde aşınmanın olabileceğini düşündürmektedir. Ayrıca, glenoid fossa ile temas eden üst sınır, kondil ile karşı karşıya olan alt sınırdan daha düşük streslere maruz kalmıştır. Bizim bulgularımızı karşılaştırdığımızda her iki senaryoda da benzer şekilde disk alt yapısının Von Mises stres değerinin üst yapısına göre belirgin farkla fazla olduğunu görüyoruz. Çalışmamızda her iki aparey de bu çalışmada yapıldığı alt çene aşağı öne zorlayacak şekilde kuvvet iletimi yapmaktadır. Bu nedenle bizim çalışmamız Del Pozo ve ark.'nın çalışma tasarımına göre farklılıklar olsa da, disk stres değerlendirmesi açısından tartışmaya uygun bulunmuştur. Bu açıdan TME'nin çalışma prensibi ve eklem uygulanan stres benzerdir. Bulgularımız incelendiğinde yine benzer şekilde Von Mises stres değeri disk anterior kısmında fazla çıkmış ancak farklı olarak mediolateral yönde medial ve orta kısımlarda daha fazla stres gözlenmiştir.

Literatürdeki başka bir çalışmada çalışmamıza benzer şekilde Von Mises stres değeri disk yapısının orta kısımlarında daha fazla bulunmuştur (Shrivastava et al., 2015).

Çalışmamızda her iki senaryonun bulguları değerlendirildiğinde 1. senaryoda MA apareyinin ve 2. senaryoda Twin Blok apareyinin Von Mises stres değerleri disk yapısının anterior, medial ve orta kısımlarda daha fazladır. Bununla

birlikte disk alt kısmının üst kısmından daha fazla strese maruz kalmıştır. İki senaryoyu karşılaştırdığımızda ise Twin Blok apareyinde disk yapısının MA apareyine daha fazla strese maruz kaldığını söyleyebiliriz.

Zhang ve arkadaşları, 2023 yılında gerçekleştirdikleri bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, Twin Blok apareyinin kullanımdan önce ve sonraki etkilerini karşılaştırmıştır (Zhang et al., 2023). Büyüme döneminde olan Sınıf II maloklüzyonlu 14 yaşında erkek bir hastanın tedavi öncesi ve sonrası CBCT taramaları yapıldı. Tedavi öncesi modelin sonlu elemanlar analizinde, mandibulanın uzak yer değiştirme modeli, sella noktası merkez alınarak oluşturulmuştur. Twin Blok apareyi yüklemesi altındaki bir mandibula modeli kurulmuştur. Mandibula yer değiştirmesi ve Von Mises gerilmesi, yükleme öncesi ve sonrası karşılaştırılmıştır. Tedavi öncesi ve sonrası modellerde üç boyutlu kayıt yapılmış ve sentrozomun sagittal yer değiştirmesi ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda ise Twin Blok ve MA apareyleri ile farklı iki senaryo oluşturup bu apareylerin çalışma ve geometrik modelleri oluşturularak etkileri karşılaştırmalı incelenmiştir. Bizim çalışmamızdaki bulgular Zhang ve ark. (Zhang et al., 2023) yaptığı çalışmanın bulgularını incelediğimizde, TME diskinde maksimum Von Mises stres değerine disk yapısının anterior bölgesinin sahip olmasını desteklemektedir.

Çalışmamızda her iki senaryonun Von Mises stres değerleri değerlendirildiğinde TME yapısındaki disk üst ve alt yapısında, kondiler kemikte, koronoid kemikte Twin Blok senaryosunda daha fazla değerlerdedir. Bu durum bize Twin Blok simülasyonunda TME yapılarının daha fazla stres altında kaldığını göstermektedir.

Dong ve ark. yaptığı çalışmada mandibular kemik ve eklem bölgesinde en fazla Von Mises stres değerinin kondil boynunda çıktığını belirtmişlerdir (Dong et al., 2024). Literatürde başka bir çalışmada da benzer şekilde kondil boynunda Von Mises değeri daha yüksek bulunmuştur (Huang et al., 2023). Çalışmamızdaki her iki simülasyonda mandibuladaki ve kondildeki maksimum Von Mises stres değeri kondil boynunda çıkmıştır ve bu çalışmayı desteklemektedir. Çalışmamızda bu değer Twin Blok simülasyonunda daha fazla olmasının kondil kemik yapısına katkısının daha fazla olmasına sebep olduğunu düşündürmüştür.

Bu sonuçlar, ortodontistlerin Sınıf II maloklüzyon tedavisi sırasında kondil-glenoid fossa bölgesinde sıkışmanın önlenmesinin ne denli önemli olduğunu

anlamalarına katkı sağlayabilir. Sınıf II maloklüzyon tedavisinde diğer fonksiyonel ortodontik apareylerle kıyaslandığında, Twin Blok apareyi TME üzerindeki baskıyı daha fazla azaltabilir ve böylece yeni kondil kemiğinin oluşumunu teşvik edebilir (Zhang et al., 2023).

Voudouris ve arkadaşları, Twin Blok apareylerinin mandibula ve kondilin büyüme üzerinde modifikasyon sağlama potansiyeline sahip olduğunu tespit etmişlerdir (Voudouris & Kuftinec, 2000).

Diğer yandan kondil ve diskteki stres miktarının, Twin Blok apareyinde MA apareyine göre daha fazla olması, Twin Blok apareyinin MA apareyine kıyasla TME yapılarında daha fazla hasara yol açabileceği fikrini akla getirmektedir. Ancak yapılan araştırmalar, Twin Blok apareyinin kısa ve uzun vadede herhangi bir eklem bozukluğuna neden olmadığını ortaya koymuştur (Emam & Refai, 2017). Sonlu elemanlar analizi, uzun vadeli sonuçları değerlendiremeyip yalnızca ilk 300 saniyelik verileri sunduğundan, TME problemlerinin yalnızca apareylerin oluşturduğu kuvvetlerden değil, aynı zamanda bireylerin duygusal hallerinden de etkilendiği bilinmektedir. Bu sebeple, sonlu elemanlar analizinin eklem problemlerini değerlendirmede yetersiz kalabileceği düşünülmektedir. TME üzerindeki bu iki apareyin etkilerinin daha doğru bir şekilde incelenebilmesi için in-vivo çalışmalarına ihtiyaç duyulmaktadır.

Maksiller kemikte oluşan Von Mises gerilmelerini incelediğimizde, MA simülasyonunda gerilme alanlarının zigomatikomaksiller sutura Twin Blok apareyine göre daha uzak olduğu ve stres değerlerin daha düşük olduğu, Twin Blok simülasyonunda ise en fazla Von Mises gerilmelerinin nasal bölge ve zigomatikomaksiller sutura daha yakın alanlarda meydana geldiği gözlemlenmiştir. Maksiller kemikteki Von Mises gerilmelerine total olarak baktığımızda Twin Blok apareyinin stres değerleri MA apareyine göre fazla bulunmuştur. Bu bulgular ışığında, Twin Blok apareyinin rijit yapısı sayesinde daha fazla kuvvet aktarımı ile maksillanın sagittal yöndeki gelişimini MA apareyine kıyasla daha fazla kısıtladığını düşünülmektedir. Literatürde yapılan incelemeler de, çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir; buna göre, MA apareyinin maksillada daha çok dental etkiler gösterdiği, Twin Blok apareyinin ise maksillanın sagittal gelişimini azaltmada daha etkili olduğu görülmektedir (Caruso et al., 2021; Sabouni et al., 2022).

Çalışmamızda, kondiler kemik ile maksiller kortikal, maksiller spongiöz, mandibular kortikal ve mandibular spongiöz kemiklerdeki Von Mises gerilmeleri, Twin Blok senaryosunda daha yüksek değerlerde ve daha geniş alanlarda gözlemlenmiştir. Bu sonucun, Twin Blok apareyinin daha fazla iskeletsel etki sağlamasıyla ilişkilendirilebileceği düşünülmektedir. Literatürdeki benzer çalışmalarda da, hafif ile orta şiddetteki iskeletsel mandibula geriliği tedavisinde MA apareyinin etkinliği önerilmektedir (Caruso et al., 2021).

Kondil boynundaki stresin Twin Blok apareyinde daha fazla çıkması sebebiyle, kondilin yukarı ve geri yönde büyümesini MA apareyine göre daha çok uyardığını düşünmekteyiz. Literatürdeki diğer çalışmalar sonuçlarımızı desteklemektedir (Huang et al., 2023).

Lei Yu ve arkadaşları (Yu et al., 2023), MA apareyinin etkinliğini geleneksel fonksiyonel apareyler ile karşılaştıran bir meta-analiz çalışması yapmıştır. Çalışmada 283 vakadan oluşan dokuz klinik kontrollü çalışma kullanılarak, SNA, SNB, ANB, Go-Pog, U1-SN ve overjet gibi parametreler değerlendirilmiştir. Sonuçlar, MA apareyi ile geleneksel grup arasında iskeletsel Sınıf II tedavisinde anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir. Ancak, mandibular düzlem açısında (MP-SN) iki grup arasında 0.90° fark bulunmuş, geleneksel grupta mandibular ramus büyümesi (Co-Go), şeffaf aligner grubuna göre 1.10 mm daha fazla bulunmuştur. Çalışmamızdaki kondil ve mandibular kemiklerdeki Von Mises stres değerlerinin MA apareyinde Twin Blok apareyine göre daha az miktarda çıkması bu çalışmayı desteklemektedir.

5.3.3 Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Bulgularının

Tartışması

Bu çalışmada gerçekleştirilen her iki simülasyon sonucunda, kortikal kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerilmelerin, spongiöz kemikte meydana gelen gerilmelere kıyasla belirgin şekilde daha yüksek değerlere ulaştığı gözlemlenmiştir. Literatürde yapılan incelemelerde, kortikal kemikteki asal gerilmelerin spongiöz kemikte oluşan gerilmelere göre daha fazla olduğunu ortaya koymaktadır (Duaibis et al., 2012; Yang et al., 2015). Bu durumun, kortikal kemiğin elastikiyet modülünün spongiöz kemiğe göre daha düşük olmasından kaynaklandığını düşündürmektedir. Maksiller ve mandibular kemikteki asal gerilme değerleri Twin Blok apareyinde daha MA apareyine göre daha yüksektir.

Twin Blok aparatının kuvveti dokulara daha fazla yansıttığını bunun materyal, tasarım, mekanik olarak farklı olmasının sonucu olduğunu düşündürmektedir.

Gupta ve arkadaşları (Gupta, Kohli, et al., 2009), tarafından sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak gerçekleştirilen çalışmada, fonksiyonel ortodontik tedavi sonrası TME bölgesinde oluşan stres dağılımları değerlendirilmiştir. Büyüme-gelişim döneminde olan ve mandibular retrognatiye bağlı iskeletsel Sınıf II maloklüzyona sahip bir bireye ait MRI görüntüleri temel alınarak, TME'nin üç boyutlu modeli DEAS NX yazılımı ile oluşturulmuştur. Hazırlanan çalışma modelinde mandibula, vertikal yönde 4 mm açılarak ve sagittal yönde 5 mm anteriora yer değiştirilerek simülasyon gerçekleştirilmiştir. Analiz kapsamında kondil başı, glenoid fossa ve artiküler disk bölgelerinde meydana gelen stres dağılımları incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, basma gerilmeleri kondil başının anterior ve antero-superior bölgelerinde yoğunluk kazanırken, çekme gerilmeleri ise posterosuperior bölgede daha belirgin şekilde gözlemlenmiştir. Ayrıca mandibular protraksiyona bağlı olarak, glenoid fossanın posterior bölgesinde ve posterior bağ dokularının birleşim alanlarına yakın bölgelerde çekme gerilmelerinde artış saptanmıştır. Bu bulgular, fonksiyonel tedaviye yanıt olarak gelişen remodelling süreçlerinde mekanik kuvvetlerin, özellikle basma ve çekme gerilmeleri şeklinde, eklem yapılarına olan etkisini ortaya koymaktadır. Sonuç olarak bu bulgulardan, mandibular protraksiyon sırasında mandibular kondilin postero-superior kısmında çekme gerilmelerinin oluştuğunu ve bunun bu yöndeki kondil büyümesini açıklamada yardımcı olabileceğini önermektedirler. Benzer şekilde, glenoid fossada, posterior bağ dokuları bölgesinde gerilim gerilmeleri oluşmakta; bu da bu bölgede artan hücresel aktivitelerle ilişkili olabileceğini ve yapı uyumunun farklı dikey yükseklikleriyle yapılan ek araştırmalar gerekli olduğunu söylemiştir. Her iki simülasyonda vertikal açıklığı 4,5 mm ayarlayıp sagittal yönde 7 mm öne alarak çalışma modelleri hazırlandı. Asal gerilme bulgularımız çalışmayı desteklemektedir. Her iki senaryoda da kondilin posterior yüzeylerinde fazla çıkan maksimum asal gerilme değeri ve anteriorda baskın olan sıkışma gerilmeleri MA simülasyonunda daha az miktardadır. Burdan yola çıkarak mandibular protraksiyon sırasında mandibular kondilin posterosuperior kısmında oluşan çekme gerilmelerinin bu yöndeki kondil büyümesini açıklamada yardımcı olabileceği fikri ile uyguladığımız kuvvet ve alınan gerilme değerlerinin fizyolojik sınırlarda

olduğunu da belirterek MA apareyinde oluşan stres değerleri büyümeyi artırıcı etkisinin daha az olduğunu düşündürmektedir.

Kondil boynu bölgesinde gözlemlenen çekme ve basma gerilmeleri, uzun kemiklerde kuvvet uygulamaları sonucu ortaya çıkan bükülme etkilerine benzer biçimde oluşmaktadır. Mandibulada, özellikle kondil boynu çevresinde meydana gelen bu bükülme etkisi, kemiğin yeniden şekillenme süreci olan remodelling açısından kritik bir rol üstlenmektedir. Bükülme kuvvetlerinin mandibula üzerindeki etkileri, kemiğin morfolojik adaptasyon süreçlerini yönlendirmekte ve bu durum, çene iskeletinin dinamik gelişiminde belirleyici biyomekanik faktörlerden biri olarak değerlendirilmektedir (Basciftci et al., 2008; Tanne et al., 1993).

Yürütülen çalışmada, her iki simülasyon senaryosu kapsamında kondilde incelenen maksimum asal gerilme değerlerinin, kondilin posterior bölgesinde daha yüksek seviyelerde olduğu gözlemlenmiştir. Twin Blok apareyi ile oluşturulan senaryoda hem çekme hem de basma gerilmeleri, MA apareyi ile oluşturulan senaryoya kıyasla daha yüksek değerlerde kaydedilmiştir. Özellikle basma gerilmesinin kondilin anterior bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiş olup, bu bölgenin rezorptif aktivite açısından potansiyel taşıdığı düşünülmektedir. Bu bulgular, kullanılan fonksiyonel apareylerin TME üzerindeki biyomekanik etkilerinin farklılık gösterebileceğini ortaya koymakta ve kemik dokunun remodelling sürecinde bu etkilerin önemine işaret etmektedir. Benzer şekilde, Zhou ve ark. (Zhou et al., 1999) tarafından yapılan çalışmada, mandibulaya 8 mm anterior ve 4 mm inferior yönde uygulanan kuvvetler sonucunda, en yüksek maksimum çekme gerilmesinin kondilin postero-superior bölgesinde yoğunlaştığı rapor edilmiştir. Mevcut çalışmamızda ise, Twin Blok ve MA apareyleri ile gerçekleştirilen benzer bir sonlu elemanlar analizinde, kondilin posterior bölgesinde en yüksek çekme gerilmeleri, anterior bölgesinde ise maksimum basma gerilmeleri gözlemlenmiştir. Bu bulgular, her iki fonksiyonel aparey tipinin de TME üzerindeki stres dağılımlarında benzer bir paterne yol açtığını ve spesifik bölgelerdeki biyomekanik yüklenmelerin ortaklaştığını göstermektedir.

Çalışmamızda, her iki simülasyon modelinde de mandibulada oluşan gerilme dağılımının özellikle kondil boynu bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bu bulgu, Panigrahi ve ark. (Panigrahi & Vineeth, 2009) tarafından yapılan çalışmayla uyum göstermektedir. Söz konusu çalışmada da

maksimum gerilme değerlerinin hem kondil boynunda hem de kondil başında meydana geldiği rapor edilmiştir. Bu benzerlik, farklı analiz modelleri ve metodolojilere rağmen, fonksiyonel tedavi sürecinde mandibular kondilin belirli bölgelerinin biyomekanik yüklenmelere karşı daha duyarlı olduğunu ortaya koymaktadır. Bu veriler, kondil boyununun fonksiyonel tedavi sırasında remodelling açısından kritik bir bölge olduğunu ve uygulanan kuvvetlerin etkilerinin bu alanda yoğunlaştığını bir daha göstermektedir.

Kondiler kemikteki basma ve çekme gerilmelerinin Twin Blok apareyinde daha yüksek olmasının, o bölgede kemik yapımını daha fazla uyararak, apareyin iskeletsel etkilerinin daha belirgin olmasına yol açtığı düşünülmektedir. Çalışmamızın bulguları, Zhang ve ark. (Zhang et al., 2024a) tarafından yapılan çalışmayı destekler niteliktedir. Zhang ve ark., Twin Blok ve MA apareylerinin, Sınıf II maloklüzyon tipine sahip ergen hastalarda kondil büyümesini ve mandibulanın sagittal ile vertikal gelişimini etkin bir şekilde desteklediğini bildirmiştir. Bununla birlikte, Twin Blok tedavisi uygulanan hastalarda, şeffaf fonksiyonel alignerlarla tedavi edilenlere kıyasla mandibular ramus uzunluğunda daha belirgin bir artış gözlemlediklerini vurgulamışlardır.

Birkebaek ve ark. (Birkebæk et al., 1984) ise, monoblok tedavisinin temel etkisinin, kondil gelişimi ve glenoid fossa remodelingi üzerindeki artış olduğuna dikkat çekmişlerdir. Ayrıca, alt çenenin sürekli olarak önde konumlanmasıyla, iskeletsel etkilerin sağlandığını ifade etmişlerdir. Bu bulgular, fonksiyonel apareylerin iskeletsel düzeydeki etkilerinin, yalnızca dişsel değişimlerle sınırlı kalmayıp, çene kemik yapısının gelişimini de önemli ölçüde etkilediğini ortaya koymaktadır.

Panigrahi ve ark. yaptıkları araştırmada, kondil boynu ve kondil başında lateral pterigoid kaslarının tendon bağlantılarının bulunduğunu belirtmişlerdir. Alt çene öne alındığında, bu kasların gerilmesiyle birlikte, kondil boynu ve kondil başında çekme gerilmeleri meydana gelmektedir. Araştırmacılar, bu gerilmelerin, kondil büyümesini uyardığını ve çene iskeletinin gelişimine önemli katkılar sağladığını ifade etmişlerdir. Bu bulgular, fonksiyonel tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin, sadece dişsel değil, aynı zamanda kondil büyümesini ve mandibular gelişimi de yönlendirici etkilerde bulunduğunu ortaya koymaktadır (Panigrahi & Vineeth, 2009).

Sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan bir çalışmada mandibuladaki maksimum stres yoğunlaşma alanı belirlenmiş ve tek adımlı ile iki adımlı mandibular ilerletme tarafından üretilen stresler karşılaştırılmıştır (Firdous, 2018). Bu çalışmada, fonksiyonel aparey tedavisi için uygun görülen, 8 mm'lik insizal overjet ve uygun bir büyüme paterni olan, iskeletsel Sınıf II ve retrognatik mandibula yapısına sahip 15 yaşındaki bir hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Bu hasta için 3D CT taraması oklüzyon düzlemine paralel aksiyal yönde yapılmıştır. Bu çalışmada maksimum ilerleme durumunda asal gerilmeler, kortikal kemikte kanin dişi-premolar bölgesinde ve kondilin postero-superior kısmında maksimum olmuştur. Maksimum ilerleme ile kondilin ortalama gerilme stresleri, kondil başının superior kısmında hafif çekme gerilmeleri yaşandığını göstermektedir. Kompresif gerilmeler, anterior ve anterosuperior bölgelerde konumlanmıştır. Maksimum çekme gerilmeleri, ilerlemenin artışıyla birlikte daha postero-superior yönde kaymıştır. Çalışmamızdaki her iki aparey için bulguları değerlendirdiğimizde asal gerilme değerleri bu çalışmayı desteklemektedir.

Çalışmamızda mandibulayı öne aldığımızda oluşan gerilme büyüklüğü, retrodiskal dokuların daha fazla viskoelastik gerilmesiyle artar. Bu gerilme, kondilin fibro-kıkırdak yapılarına tutunan viskoelastik dokular ve kas tendonları boyunca çekme stresine yol açar, bu da kondilin büyümesini teşvik eder. Woodside ve arkadaşları (Woodside et al., 1987) ile Hinton ve McNamara'nın (Hinton & McNamara Jr, 1984) histolojik çalışmaları, retrodiskal dokuların gerilmesiyle bu bölgede yeni kemik oluşumunun meydana geldiğini doğrulamıştır. Benzer sonuçlar Gupta ve arkadaşları (Gupta, Hazarey, et al., 2009; Gupta, Kohli, et al., 2009), Zhou ve arkadaşları (Zhou et al., 1999) ve Voudouris ve Kuftinec (Voudouris & Kuftinec, 2000) tarafından "Büyüme Relativite Hipotezi" kapsamında rapor edilmiştir. Bu çalışmalarda, kondil başı ve fossa arasındaki yapısal değişikliklerin, iki yapı ayrıldığında klinik olarak önemli olabileceği sonucuna varılmıştır (Firdous, 2018). Bu çalışmalardan yola çıkarak Twin Blok apareyinin çekme stresi daha fazla olduğu için kondilde daha fazla büyümeye sebep olacağını düşünmekteyiz.

Kondilin anterosuperior bölgesindeki kompresif gerilmeler, rezorpsiyon alanını gösterir. Posterior yönde depozisyon ve superior yönde rezorpsiyon ile kondil başı, glenoid fossayla fonksiyonel temas sağlamak için geriye doğru büyür. Bu süreç, Stutzmann açısının da genişlemesine sebep olabilir (Firdous, 2018; Stutzmann & Petrovic, 1990).

Çalışmamızda kondildeki maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde MA simülasyonunda Twin Blok simülasyonuna göre daha az miktarda çekme kuvveti olması MA apareyinin kondiler büyümeyi daha az uyardığını ve bunun sonucunda iskeletsel etkisinin daha az olduğunu düşünmekteyiz.

Shrivastava ve ark. (Shrivastava et al., 2015) mandibular ilerletme sonrası TME yapılarındaki stres dağılımını incelemek için bir çalışma yapmıştır. Bu çalışmada 12 yaşında büyüyen bir erkek çocuğunun MRI verilerinden, MIMICS yazılımı kullanılarak üç boyutlu bir bilgisayar destekli model oluşturulmuştur. Sabit bir dikey açıklık (5 mm) ile sagittal ilerlemeler 0 mm, 5 mm ve 7,5 mm olarak değiştirilmiş ve bu durumdaki stresler kaydedilmiştir. Streslerin büyüklük ve desen farklılıkları karşılaştırılmıştır. Kondil başının posterosüperior kısmındaki ve glenoid fossa'nın posterior kısmındaki gerilme stresleri, ısırma ilerlemesi arttıkça posteriora kaymıştır. Bizim çalışmamızda bu çalışmaya benzer şekilde alt çene 7 mm ileri alınmış ve her iki apareyde de bu çalışmaya paralel olarak kondil başında posterosüperior bölgede maksimum asal gerilme değerleri daha fazla bulunmuştur. Bu çalışmaya ilave olarak apareyler arasında karşılaştırdığımızda maksimum asal gerilme değeri Twin Blok apareyinde MA apareyine göre daha fazla bulunmuştur.

Amacı Twin Blok apareyinde yer alan eğimli yüzeylerin farklı açılarını simüle etmek için sonlu elemanlar metodolojisi kullanarak kraniyomandibular kompleksin gerilme ve kayma plağını değerlendirmek olan bir çalışmada (Dong et al., 2024) hazırlanan tüm simülasyonlar sonucunda, Twin Blok apareyi tarafından uygulanan gerilme, dişler ve periodontal ligamanları üzerinde yayılmıştır. Bu durum, mandibular dişlerin öne doğru hareket etmesini ve maksiller dişlerin geriye doğru kaymasını kolaylaştırmıştır. TME bölgesinde, kondilin üst ve arka yüzeylerinde sıkıştırma kuvvetlerinin azaldığı gözlemlenmiş olup, bu durum kondiler ve mandibular büyümeyi teşvik eden gerilme dağılımıyla uyumludur. Stres, kondilin ön yüzeyinde ve eklem diskinde homojen bir şekilde dağılmış, glenoid fossanın arka kısmında ise önemli derecede gerilme gözlemlenmiştir. Kondilin maksimum ve minimum ana gerilme değerleri sırasıyla 0.36 MPa ve -0.15 MPa bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da bulgularımızı incelediğimizde bu çalışmayı destekler şekilde Twin Blok apareyi uyguladığımız simülasyonda TME bölgesinde, kondilin üst ve arka yüzeylerinde sıkıştırma kuvvetlerinin azaldığı gözlemlenmiş olup, bu durum kondiler ve mandibular büyümeyi teşvik eden gerilme dağılımıyla uyumlu bulunmuştur. Sıkıştırma gerilimi çalışmanın

bulgularına paralel olup kondilin ön yüzeylerinde artmış olup en yüksek -0,42 Mpa olarak bulunmuştur. Çalışmamızdaki 1. senaryoda MA apareyinin minimum asal gerilme değerleri Twin Blok apareyi ile aynı yüzeylerde olup daha az miktarlardadır. Biz de çalışmamızda elde ettiğimiz bu gerilmelerin büyüme modifikasyonu ile uyumlu olduğunu düşünmekteyiz ve bunun sonucunda bu gerilmelerin MA simülasyonunda daha az olmasını remodellinge katkısının diğer bir değişle iskeletsel etkisinin daha az olmasına bağlamaktayız.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Elde edilen bulgular, her iki aparey tedavisinin diş hareketleri ve iskeletsel değişiklikler üzerinde belirgin etkilere sahip olduğunu göstermektedir.

2. Twin Blok apareyinin, MA apareyine kıyasla alt kesici dişlerde daha belirgin bir şekilde proklinasyon ve tippinge neden olduğu gözlemlenmiştir.

3. Twin Blok apareyinin, üst çenenin posterior dişlerinde daha fazla distalizasyon hareketine neden olarak, MA apareyine kıyasla daha belirgin bir headgear etkisi oluşturduğu bulunmuştur.

4. Twin Blok apareyinin, MA apareyine kıyasla dişlerde daha fazla yer değiştirme hareketine neden olduğu belirlenmiştir.

5. Twin Blok apareyinin, MA apareyine göre iskeletsel etkisinin daha belirgin olduğu tespit edilmiştir.

6. Sınıf II maloklüzyona sahip ve alt keser açısında artış gözlenen olgularda, MA apareyinin alt keserleri daha az protrüze etmesi nedeniyle tedavi açısından daha avantajlı bir seçenek sunduğu değerlendirilmiştir.

7. Sınıf II divizyon 2 tipi hafif-orta şiddetli iskeletsel maloklüzyona sahip bireylerde, MA apareyinin üst kesici dişlerde daha sınırlı retroklinasyona yol açması nedeniyle tedavi açısından daha uygun bir seçenek olduğu sonucuna varılmıştır.

8. Twin Blok apareyinin, MA apareyine kıyasla mandibular büyüme ve gelişim üzerinde daha etkili olduğu, özellikle kondil boynu ve kondil başı bölgelerinde görülen gerilmelerin, tedavi sürecinde önemli bir rol oynadığı söylenebilir. Bu bulgular, klinik uygulamalar için önemli bir referans olup, gelecekte yapılacak çalışmalarda her iki aparey tipinin uzun dönem etkilerinin daha kapsamlı olarak incelenmesi gerektiğini göstermektedir.

Her ne kadar sonlu elemanlar analizi yöntemi, ortodontik apareylerin biyomekanik etkilerini tedavi öncesinde öngörmemize olanak sağlasa da bu analizler genellikle kısa vadeli sonuçlara odaklanmakta ve biyolojik dokuların zaman içinde verdiği adaptif tepkileri tam anlamıyla yansıtamamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızdan elde edilen verilerin klinik geçerliliğinin artırılması adına, uzun dönemli biyolojik yanıtları içeren kapsamlı in-vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

- Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1), 18-23.
- AH Ali, S. A., & Miethke, H. R. (2012). Invisalign®, an innovative invisible orthodontic appliance to correct malocclusions: Advantages and limitations. *Dental Update*, 39(4), 254-260.
- Ahlgren, J., & Laurin, C. (1976). Late results of activator-treatment: A cephalometric study. *British Journal of Orthodontics*, 3(3), 181-187.
- Al-Khateeb, E. A., & Al-Khateeb, S. N. (2009). Anteroposterior and vertical components of Class II Division 1 and Division 2 malocclusion. *The Angle Orthodontist*, 79(5), 859-866.
- Al - Sukhun, J., Kelleway, J., & Helenius, M. (2007). Development of a three - dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. mathematical validation and experimental verification. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 80(1), 234-246.
- Alhammedi, M. S., Halboub, E., Fayed, M. S., Labib, A., & El-Saaidi, C. (2018). Global distribution of malocclusion traits: A systematic review. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 23, 40. e41-40. e10.
- Aljabaa, A. H. (2020). Clear aligner therapy—Narrative review. *Journal of International Oral Health*, 12(Suppl 1), S1-S4.
- AlMogbel, A. (2023). Clear aligner therapy: Up to date review article. *Journal of Orthodontic science*, 12.
- Antonarakis, G. S., & Kiliaridis, S. (2007). Short-term anteroposterior treatment effects of functional appliances and extraoral traction on Class II malocclusion: A meta-analysis. *The Angle Orthodontist*, 77(5), 907-914.
- Arvystas, M. G. (1990). Nonextraction treatment of severe Class II, Division 2 malocclusions: part 1. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(6), 510-521.
- Asar, N. (2006). İmplant destekli iki farklı sabit üst yapı tasarımının kemikte oluşturduğu stres dağılımının farklı kemik tiplerine göre değerlendirilmesi. *Ankara: Gazi Üniversitesi*.
- Ayalı, A. (2012). Mandibular angulus bölgesi favorable ve unfavorable fraktürlerinde uygulanan farklı fiksasyon metotlarının biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi. *Kıbrıs: Yakın Doğu Üniversitesi*.
- Baccetti, T., Franchi, L., & Stahl, F. (2009). Comparison of 2 comprehensive Class II treatment protocols including the bonded Herbst and Headgear appliances: A double-blind study of consecutively treated patients at puberty. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6), 698. e691-698. e610.
- Baccetti, T., Franchi, L., Toth, L. R., & McNamara Jr, J. A. (2000). Treatment timing for Twin-Block therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(2), 159-170.

- Balachandran, S., Ganapathy, D., & Ramanathan, V. (2019). Clear aligners-a review. *Drug Invention Today*, 12(10).
- Baltromejus, S., Ruf, S., & Pancherz, H. (2002). Effective temporomandibular joint growth and chin position changes: Activator Versus Herbst treatment. A cephalometric roentgenographic study. *The European Journal of Orthodontics*, 24(6), 627-637.
- Basciftci, F. A., Korkmaz, H. H., Üşümez, S., & Eraslan, O. (2008). Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(6), 773-781.
- Bass, N. M. (1983). Orthopedic coordination of dentofacial development in skeletal Class II malocclusion in conjunction with edgewise therapy. Part I. *American Journal of Orthodontics* 84(5), 361-383.
- Baumrind, S., Korn, E. L., Isaacson, R. J., West, E. E., & Molthen, R. (1983). Quantitative analysis of the orthodontic and orthopedic effects of maxillary traction. *American Journal of Orthodontics* 84(5), 384-398.
- Baysal, A., & Uysal, T. (2014). Dentoskeletal effects of Twin Block and Herbst appliances in patients with Class II Division 1 mandibular retrognathia. *European Journal of Orthodontics*, 36(2), 164-172.
- Benca, E., Amini, M., & Pahr, D. H. (2020). Effect of CT imaging on the accuracy of the finite element modelling in bone. *European Radiology Experimental*, 4, 1-8.
- Bilgic, F., Gelgor, I. E., & Celebi, A. A. (2015). Malocclusion prevalence and orthodontic treatment need in central Anatolian adolescents compared to European and other nations' adolescents. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 20, 75-81.
- Birkebæk, L., Melsen, B., & Terp, S. (1984). A laminagraphic study of the alterations in the temporo-mandibular joint following Activator treatment. *The European Journal of Orthodontics*, 6(1), 257-266.
- Bishara, S. E. (2000). Facial and dental changes in adolescents and their clinical implications. *The Angle Orthodontist*, 70(6), 471-483.
- Bishara, S. E. (2006). Class II malocclusions: Diagnostic and clinical considerations with and without treatment. *Seminars in Orthodontics*,
- Bishara, S. E., Cummins, D. M., & Zaher, A. R. (1997). Treatment and posttreatment changes in patients with Class II, Division 1 malocclusion after extraction and nonextraction treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111(1), 18-27.
- Bishara, S. E., & Ziaja, R. R. (1989). Functional appliances: A review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(3), 250-258.
- Blackham, S. S. (2020a). *A study of short-term skeletal, dental, and soft tissue effects of Class II malocclusions treated with Invisalign® with Mandibular Advancement Feature or Twin Block appliance compared with historical controls* [University of British Columbia].
- Blackham, S. S. (2020b). *A study of short-term skeletal, dental, and soft tissue effects of Class II malocclusions treated with Invisalign® with mandibular advancement feature or Twin Block appliance compared with historical controls* [University of British Columbia].
- Bo, L., Yimeng, X., Ruiying, S., Yirong, H., Siying, L., & Zexu, G. (2022). Accuracy of progress assessment with clear aligners. *West China Journal of Stomatology*, 40(6).

- Bouchez, R. (2019). *Clinical success in Invisalign orthodontic treatment*. Quintessence International Editeur.
- Bowbeer, G. (1986). Saving the face and the TMJ--Part 2. *The Functional Orthodontist*, 3(2), 9.
- Boyd, R. L. (2005). Surgical-orthodontic treatment of two skeletal Class III patients with Invisalign and fixed appliances. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 39(4), 245-258.
- Brennan, J., & Littlewood, S. (2006). Twin-block re-activation. *Journal of orthodontics*, 33(1), 3-6.
- Burhan, A. S., & Nawaya, F. R. (2015). Dentoskeletal effects of the bite-jumping Appliance and the Twin-Block appliance in the treatment of skeletal Class II malocclusion: A randomized controlled trial. *European Journal of Orthodontics*, 37(3), 330-337.
- Caputo, A. A., Chaconas, S. J., & Hayashi, R. K. (1974). Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, 65(3), 250-259.
- Caruso, S., Nota, A., Ehsani, S., Maddalone, E., Ojima, K., & Tecco, S. (2019). Impact of molar teeth distalization with clear aligners on occlusal vertical dimension: A retrospective study. *BMC Oral Health*, 19, 1-5.
- Caruso, S., Nota, A., Severino, M., Gatto, R., Meuli, S., Mattei, A., & Tecco, S. (2021). Mandibular advancement with clear aligners in the treatment of skeletal Class II. A retrospective controlled study. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 22(1), 26-30.
- Cattaneo, P. M., Dalstra, M., & Melsen, B. (2003). The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(4), 367-373.
- Chen, F., Terada, K., Hanada, K., & Saito, I. (2005). Anchorage effects of a palatal osseointegrated implant with different fixation: A finite element study. *The Angle Orthodontist*, 75(4), 593-601.
- Chen, J. Y., Will, L. A., & Niederman, R. (2002). Analysis of efficacy of functional appliances on mandibular growth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(5), 470-476.
- Chintakanon, K., Sampson, W., Wilkinson, T., & Townsend, G. (2000). A prospective study of Twin-block appliance therapy assessed by magnetic resonance imaging. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(5), 494-504.
- Chopade, S. R., Madhav, V., & Palaskar, J. (2014). Finite element analysis: New dimension in prosthodontic research. *J Dent Allied Sci*, 3(2), 85.
- Clark, W., & Clark, W. J. (2014). *Twin block functional therapy*. JP Medical Ltd.
- Clark, W. J. (1982). The Twin block traction technique. *The European Journal of Orthodontics*, 4(2), 129-138.
- Cook, R. D. (2007). *Concepts and applications of finite element analysis*. John Wiley & Sons.
- Cozza, P., Baccetti, T., Franchi, L., De Toffol, L., & McNamara Jr, J. A. (2006). Mandibular changes produced by functional appliances in class II malocclusion: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(5), 599. e591-599. e512.
- Craig, R. G. (1980). *Restorative dental materials*. Mosby.
- Davidian, E. J. (1971). Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *American Journal of Orthodontics*, 59(6), 581-588.

- de Oliveira Jr, J. N., de Almeida, R. R., de Almeida, M. R., & de Oliveira, J. N. (2007). Dentoskeletal changes induced by the Jasper Jumper and Cervical Headgear appliances followed by fixed orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(1), 54-62.
- del Pozo, R., Tanaka, E., Tanaka, M., Kato, M., Iwabe, T., Hirose, M., & Tanne, K. (2003). Influence of friction at articular surfaces of the temporomandibular joint on stresses in the articular disk: A theoretical approach with the finite element method. *The Angle Orthodontist*, 73(3), 319-327.
- Djeu, G., Shelton, C., & Maganzini, A. (2005). Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(3), 292-298.
- Dong, L., Huang, W., Wu, H., Yu, S., Zheng, Y., Zhang, Q., Ren, D., Wu, W., Yan, X., & Lv, T. (2024). Evaluating stress and displacement in the craniomandibular complex using Twin Block appliances at varied angles: A finite element study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 106603.
- Duaibis, R., Kusnoto, B., Natarajan, R., Zhao, L., & Evans, C. (2012). Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: A three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontist*, 82(5), 875-880.
- Ebrahimi, F. (2012). *Finite element analysis: New trends and developments*. BoD–Books on Demand.
- EL, H., AKSÖZ, G., & AKCAN, C. A. (2023). Şeffaf plaklarla cerrahi tedavi planlamalarında dikkat edilecek prensipler. *Türkiye Klinikleri Orthodontics-Special Topics*, 9(1), 45-54.
- Emam, A. A. M. A., & Refai, W. (2017). Effect of Twin Block appliance on the TMJ: Magnetic resonance imaging study. *EC Dental Science*, 16(3), 122-128.
- Feng, Y., Kong, W.-D., Cen, W.-J., Zhou, X.-Z., Zhang, W., Li, Q.-T., Guo, H.-Y., & Yu, J.-W. (2019). Finite element analysis of the effect of power arm locations on tooth movement in extraction space closure with miniscrew anchorage in customized lingual orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 156(2), 210-219.
- Firdous, F. (2018). *Evaluation of the stress changes following single step vs two step mandibular advancement-a fem study* Rajiv Gandhi University of Health Sciences (India)].
- Foucart, J.-M., Carpentier, P., Pajoni, D., Marguelles-Bonnet, R., & Pharaboz, C. (1998). MR of 732 TMJs: anterior, rotational, partial and sideways disc displacements. *European Journal of Radiology*, 28(1), 86-94.
- Franchi, L., Alvetro, L., Giuntini, V., Masucci, C., Defraia, E., & Baccetti, T. (2011). Effectiveness of comprehensive fixed appliance treatment used with the Forsus fatigue resistant device in Class II patients. *The Angle Orthodontist*, 81(4), 678-683.
- Franchi, L., & Baccetti, T. (2006). Prediction of individual mandibular changes induced by functional jaw orthopedics followed by fixed appliances in Class II patients. *The Angle Orthodontist*, 76(6), 950-954.
- Fuchs, H. (1986). Mechanical engineer's handbook. In: Wiley, New York.
- Gallas, M., Abeleira, M., Fernandez, J., & Burguera, M. (2005). Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*, 27(1), 12-16.

- Gautam, P., Valiathan, A., & Adhikari, R. (2009). Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6), 723-728.
- Geng, J.-P., Tan, K. B., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
- Geramy, A. (2002). Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three - dimensional finite element analysis. *The European Journal of Orthodontics*, 24(1), 21-33.
- Gere, J. M., & Timoshenko, S. (2001). Mechanics of materials brooks. *Cole, Pacific Grove, CA*, 815-839.
- Geserick, M., Olsburgh, S. R., & Petermann, D. (2006). The Bite-Jumping screw for modified Twin-Block treatment. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 40(7), 432-435; quiz 420.
- Gómez - Gómez, S. L., Sánchez - Uribe, L. A., Villarraga - Ossa, J. A., Llano - Posada, M. C., Guzmán - Velásquez, Y., Arango - Hincapié, C. A., & Ardila, C. M. (2024). A finite element study comparing Advansync® and Twin Block in mandibular anterior repositioning. *Orthodontics & Craniofacial Research*.
- Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., Vig, K., & Huang, G. J. (2016). Orthodontics-e-book: Current principles and techniques. *St. Louis, MO: Elsevier*.
- Graber, T. (1969). Overbite—the dentist's challenge. *The Journal of the American Dental Association*, 79(5), 1135-1145.
- Graber, T. (1997). Dentofacial orthopedics with functional appliances. *St Louis*.
- Graber, T. M. (1963). The “three M's”: Muscles, malformation, and malocclusion. *American Journal of Orthodontics*, 49(6), 418-450.
- Grbović, A., & Mihajlović, D. (2017). Practical aspects of finite element method applications in dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 21(2), 69-77.
- Grédiac, M., & Hild, F. (2012). *Full-field measurements and identification in solid mechanics*. John Wiley & Sons.
- Gu, Y., & McNamara Jr, J. A. (2007). Mandibular growth changes and cervical vertebral maturation: A cephalometric implant study. *The Angle Orthodontist*, 77(6), 947-953.
- Guha, I., Zhang, X., Rajapakse, C. S., Chang, G., & Saha, P. K. (2022). Finite element analysis of trabecular bone microstructure using CT imaging and continuum mechanical modeling. *Medical Physics*, 49(6), 3886-3899.
- Gupta, A., Hazarey, P. V., Kharbanda, O. P., Kohli, V. S., & Gunjal, A. (2009). Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: A 3-dimensional finite element study. Part 2. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6), 749-756.
- Gupta, A., Kohli, V. S., Hazarey, P. V., Kharbanda, O. P., & Gunjal, A. (2009). Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 1. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6), 737-748.
- Gurgel, M. L., de Oliveira Ruellas, A. C., Bianchi, J., McNamara Jr, J. A., Tai, S., Franchi, L., Deleat-Besson, R., Le, C., Logan, C., & Al Turkestani, N. (2023). Clear aligner mandibular

advancement in growing patients with class II malocclusion. *AJO-DO Clinical Companion*, 3(2), 93-109.

Gülsoy, B., & Yavan, M. A. (2023). Conventional Twin-Block Versus Cervical Headgear and Twin-Block Combination: Therapeutic effects on the craniofacial structures in growing subjects. *Turkish Journal of Orthodontics*, 36(3), 149.

Güngör, M., Artunc, C., Sonugelen, M., & Toparli, M. (2002). The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(11), 1069-1075.

Harvold, E. P., & Vargervik, K. (1971). Morphogenetic response to activator treatment. *American Journal of Orthodontics*, 60(5), 478-490.

Hearn, E. J. (1997). *Mechanics of Materials 2: The mechanics of elastic and plastic deformation of solids and structural materials*. Elsevier.

Hinton, R. J., & McNamara Jr, J. A. (1984). Temporal bone adaptations in response to protrusive function in juvenile and young adult rhesus monkeys (*Macaca mulatta*). *The European Journal of Orthodontics*, 6(1), 155-174.

Holberg, C., Mahaini, L., & Rudzki, I. (2007). Analysis of sutural strain in maxillary protraction therapy. *The Angle Orthodontist*, 77(4), 586-594.

Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., & Mante, F. (1998). Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 80-88.

Huang, W., Dong, L., Yu, S., Zheng, Y., Wu, H., Li, C., Zhang, Y., Zhang, Q., Yan, X., & Lv, T. (2023). Stress distribution of the modified clear Twin-Block aligner on the temporomandibular joint, alveolar bone and teeth: A finite element analysis. *International Orthodontics*, 21(4), 100815.

Hughes, T. J. (1987). *The finite element method* prentice-hall. New Jersey (USA).

Hughes, T. J. (2003). *The finite element method: Linear static and dynamic finite element analysis*. Courier Corporation.

Illing, H. M., Morris, D. O., & Lee, R. T. (1998). A prospective evaluation of Bass, Bionator and Twin Block appliances. Part I-the hard tissues. *The European Journal of Orthodontics*, 20(5), 501-516.

Jakobsson, S.-O., & Paulin, G. (1990). The influence of Activator treatment on skeletal growth in Angle Class II: 1 cases. A roentgenocephalometric study. *The European Journal of Orthodontics*, 12(2), 174-184.

Janson, G., Sathler, R., Fernandes, T. M. F., Zanda, M., & Pinzan, A. (2010). Class II malocclusion occlusal severity description. *Journal of Applied Oral Science*, 18, 397-402.

Jeon, P. D., Turley, P. K., Moon, H. B., & Ting, K. (1999). Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(3), 267-274.

Joffe, L. (2003). Invisalign®: Early experiences. *Journal of orthodontics*, 30(4), 348-352.

Khan, M. I., Neela, P. K., Unnisa, N., Jaiswal, A. K., Ahmed, N., & Purkayastha, A. (2022). Dentoskeletal effects of Twin Block appliance in patients with Class II malocclusion. *Medicine and Pharmacy Reports*, 95(2), 191.

- King, G. J., Keeling, S. D., Hocevar, R. A., & Wheeler, T. T. (1990). The timing of treatment for class II malocclusions in children: A literature review. *The Angle Orthodontist*, 60(2), 87-97.
- Konda, P., & Tarannum, S. (2012). Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences (JPBMS)*, 16(16).
- Koukou, M., Damanakis, G., & Tsolakis, A. I. (2022). Orthodontic management of skeletal Class II malocclusion with the Invisalign mandibular advancement feature appliance: A case report and review of the literature. *Case Reports in Dentistry*, 2022(1), 7095467.
- Kravitz, N. D., Kusnoto, B., BeGole, E., Obrez, A., & Agran, B. (2009). How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(1), 27-35.
- Kumar, A., Ghafoor, H., & Khanam, A. (2016). A comparison of three-dimensional stress distribution and displacement of naso-maxillary complex on application of forces using Quad-Helix and Nickel Titanium Palatal Expander 2 (NPE2): a FEM study. *Progress in Orthodontics*, 17, 1-9.
- Kuo, E., & Miller, R. J. (2003). Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(5), 578-581.
- Kusnoto, B., & Evans, C. A. (2002). Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(4), 342-348.
- Littlewood, S., Tait, A., Mandall, N., & Lewis, D. (2001). The role of removable appliances in contemporary orthodontics. *British Dental Journal*, 191(6), 304-310.
- Liu, C., Jiang, S., Xie, H., & Bai, M. (2022). Functional clear aligner technique in the treatment of Class II malocclusion in juvenile: A case report and literature review. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 15(3), 59-64.
- Liu, L., Song, Q., Zhou, J., Kuang, Q., Yan, X., Zhang, X., Shan, Y., Li, X., Long, H., & Lai, W. (2022). The effects of aligner overtreatment on torque control and intrusion of incisors for anterior retraction with clear aligners: A finite-element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 162(1), 33-41.
- Logan, D. L. (2011). *A first course in the finite element method* (Vol. 4). Thomson.
- Lombardo, E. C., Lione, R., Franchi, L., Gaffuri, F., Maspero, C., Cozza, P., & Pavoni, C. (2024). Dentoskeletal effects of clear aligner vs Twin Block—a short-term study of functional appliances. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 85(5), 317-326.
- Lundström, A. (1948). *Tooth size and occlusion in twins*. Karger Medical and Scientific Publishers.
- Mahler, D., & Peyton, F. A. (1955). Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *Journal of Dental Research*, 34(6), 831-838.
- Malmgren, O., & Ömblus, J. (1985). Treatment with an orthopaedic appliance system. *The European Journal of Orthodontics*, 7(3), 205-214.
- Manni, A., Migliorati, M., Calzolari, C., & Silvestrini-Biavati, A. (2019). Herbst appliance anchored to miniscrews in the upper and lower arches vs standard herbst: a pilot study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 156(5), 617-625.
- MARGHITU, D. (2001). 4 Theory of mechanisms. *Mechanical Engineer's Handbook*, 189.

- Marsico, E., Gatto, E., Burrascano, M., Matarese, G., & Cordasco, G. (2011). Effectiveness of orthodontic treatment with functional appliances on mandibular growth in the short term. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(1), 24-36.
- Martins, R. P., da Rosa Martins, J. C., Martins, L. P., & Buschang, P. H. (2008). Skeletal and dental components of Class II correction with the Bionator and removable Headgear splint appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(6), 732-741.
- McGuinness, N. J., Wilson, A. N., Jones, M. L., & Middleton, J. (1991). A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *The European Journal of Orthodontics*, 13(3), 231-242.
- McNamara, J. A., Brudon, W. L., & Kokich, V. G. (2001). *Orthodontics and dentofacial orthopedics* (Vol. 3). Needham Press Ann Arbor, Mich.
- McNamara Jr, J. A. (1981). Components of Class II malocclusion in children 8–10 years of age. *The Angle Orthodontist*, 51(3), 177-202.
- Meiers, J. C., Kazemi, R. B., & Donadio, M. (2003). The influence of fiber reinforcement of composites on shear bond strengths to enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 388-393.
- Meijer, H., Starmans, F., Steen, W., & Bosman, F. (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of Oral Biology*, 38(6), 491-496.
- Meyer, C., Kahn, J.-L., Lambert, A., Boutemy, P., & Wilk, A. (2000). Development of a static simulator of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 28(5), 278-286.
- Michele, T., Elisabetta, C. L., Nota, A., Simona, T., Cozza, P., & Pavoni, C. (2018). Dentoskeletal effects of the bitejumping appliance and the Twin-Block appliance in the treatment of skeletal Class II malocclusion: A retrospective controlled clinical trial. *Oral & Implantology*, 11(4), 210-219.
- Mills, C. M., & McCulloch, K. J. (1998). Treatment effects of the Twin Block appliance: A cephalometric study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(1), 15-24.
- Miura, F., Nakagawa, K., & Masuhara, E. (1971). New direct bonding system for plastic brackets. *American Journal of Orthodontics*, 59(4), 350-361.
- Moaveni, S. (2011). *Finite element analysis theory and application with ANSYS*, 3/e. Pearson Education India.
- Moeen, F., Nisar, S., & Dar, N. (2014). A step by step guide to finite element analysis in dental implantology *Pakistan Oral & Dental Journal*, 34(1).
- Mohammed, S., & Desai, H. (2014). Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Oral Hyg Health*, 2(156), 2332-0702.1000156.
- Moore, R. N., Igel, K. A., & Boice, P. A. (1989). Vertical and horizontal components of functional appliance therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96(5), 433-443.
- Mori, H., Horiuchi, S., Nishimura, S., Nikawa, H., Murayama, T., Ueda, K., Ogawa, D., Kuroda, S., Kawano, F., & Naito, H. (2010). Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching. *Archives of Oral Biology*, 55(11), 879-886.

- Moss, M. L., & Salentijn, L. (1969). The primary role of functional matrices in facial growth. *American Journal of Orthodontics*, 55(6), 566-577.
- Mossey, P. A. (1999). The heritability of malocclusion: Part 2. The influence of genetics in malocclusion. *British Journal of Orthodontics*, 26(3), 195-203.
- Mow, V. C., & Huiskes, R. (2005). *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Moya, S. P., & Zafra, J. L. (2021). *Aligner techniques in orthodontics*. John Wiley & Sons.
- Muzy, D. E. (1952). *La Thérapeutique orthopédique fonctionnelle de la face: Préface de Harold Chapman. avant-propos, traduction et commentaires par le Dr Etienne Cadenat*. J. Prêlat.
- Nedwed, V., & Miethke, R.-R. (2005). Motivation, akzeptanz und probleme von Invisalign®-patienten. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 66, 162-173.
- Nelson, C., Harkness, M., & Herbison, P. (1993). Mandibular changes during functional appliance treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 104(2), 153-161.
- Nihara, J., Gielo-Perczak, K., Cardinal, L., Saito, I., Nanda, R., & Uribe, F. (2015). Finite element analysis of mandibular molar protraction mechanics using miniscrews. *European Journal of Orthodontics*, 37(1), 95-100.
- Nikolai, R. J. (1975). On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, 68(3), 290-302.
- Nur, B., İlhan, D., Fişekcioglu, E., & Oktay, I. (2014). Prevalence of orthodontic malocclusion and evaluation criteria in 7 geographic regions of Turkey. *Turkish J Orthod Vol*, 26(4), 154-161.
- O'Brien, K., Wright, J., Conboy, F., Sanjie, Y., Mandall, N., Chadwick, S., Connolly, I., Cook, P., Birnie, D., & Hammond, M. (2003). Effectiveness of early orthodontic treatment with the Twin-Block appliance: a multicenter, randomized, controlled trial. Part 1: dental and skeletal effects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(3), 234-243.
- O'Brien, W. (2002). Dental materials and their selection. *Quintessence*, 377.
- Oda, H., Sandou, M., Lin, C., Kamata, M., & Kawata, T. (2016). Clarifying the mechanism of effect of the Bionator for treatment of maxillary protrusion: A percentile growth study. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 17(3), 213-219.
- Okeson, J. (2003). Management of temporomandibular disorders and occlusion. *New York State Dental Journal*, 69(7), 61.
- Pancherz, H. (2003). History, background, and development of the Herbst appliance. *Seminars in Orthodontics*.
- Pancherz, H., Bjerklin, K., Lindskog-Stokland, B., & Hansen, K. (2014). Thirty-two-year follow-up study of Herbst therapy: A biometric dental cast analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(1), 15-27.
- Pancherz, H., & Hägg, U. (1985). Dentofacial orthopedics in relation to somatic maturation: An analysis of 70 consecutive cases treated with the herbst appliance. *American Journal of Orthodontics*, 88(4), 273-287.

- Pancherz, H., Ruf, S., & Kohlhas, P. (1998). "Effective condylar growth" and chin position changes in Herbst treatment: A cephalometric roentgenographic long-term study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(4), 437-446.
- Pancherz, H., Zieber, K., & Hoyer, B. (1997). Cephalometric characteristics of Class II Division 1 and Class II Division 2 malocclusions: A comparative study in children. *The Angle Orthodontist*, 67(2), 111-120.
- Pangrazio-Kulbersh, V., & Berger, J. L. (1993). Treatment of identical twins with Frankel and Herbst 0 appliances: A comparison of results. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 103(2), 131-137.
- Panigrahi, P., & Vineeth, V. (2009). Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. *The Angle Orthodontist*, 79(4), 668-675.
- Perinetti, G., Primožič, J., Franchi, L., & Contardo, L. (2015). Treatment effects of removable functional appliances in pre-pubertal and pubertal Class II patients: A systematic review and meta-analysis of controlled studies. *PloS one*, 10(10), e0141198.
- Pinheiro, F. (2015). Twin Block functional therapy: Applications in dentofacial orthopedics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(5), 636.
- Proffit, W., Fields, H., & Sarver, D. (2006). Contemporary orthodontics: Elsevier Health Sciences. Philadelphia, USA.
- Proffit, W., Phillips, C., & Dann, C. (1990). Who seeks surgical-orthodontic treatment? *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 5(3), 153-160.
- Proffit, W. R. (2006). The timing of early treatment: An overview. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(4), S47-S49.
- Proffit, W. R., Fields, H., Larson, B., & Sarver, D. M. (2019). *Contemporary Orthodontics, 6e: South Asia Edition-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2014). Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3), 175-180.
- Ravera, S., Castroflorio, T., Galati, F., Cugliari, G., Garino, F., Deregibus, A., & Quinzi, V. (2021). Short term dentoskeletal effects of mandibular advancement clear aligners in Class II growing patients. A prospective controlled study according to STROBE Guidelines. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 119-124.
- Richmond, B. G., Wright, B. W., Grosse, I., Dechow, P. C., Ross, C. F., Spencer, M. A., & Strait, D. S. (2005). Finite element analysis in functional morphology. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, 283(2), 259-274.
- Romanyk, D. L., Vafaeian, B., Addison, O., & Adeeb, S. (2020). The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and interpreting results. *Seminars in Orthodontics*,
- Rossini, G., Parrini, S., Castroflorio, T., Deregibus, A., & Debernardi, C. L. (2015). Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: A systematic review. *The Angle Orthodontist*, 85(5), 881-889.
- Ruf, S., & Pancherz, H. (2000). Does bite-jumping damage the TMJ? A prospective longitudinal clinical and MRI study of Herbst patients. *The Angle Orthodontist*, 70(3), 183-199.

- Sabouni, W., Hansa, I., Al Ali, S. M., Adel, S. M., & Vaid, N. (2022). Invisalign treatment with mandibular advancement: A retrospective cohort cephalometric appraisal. *Journal of Clinical Imaging Science*, 12.
- Sahm, G., Bartsch, A., & Witt, E. (1990). Micro-electronic monitoring of functional appliance wear. *The European Journal of Orthodontics*, 12(3), 297-301.
- Santamaría-Villegas, A., Manrique-Hernandez, R., Alvarez-Varela, E., & Restrepo-Serna, C. (2017). Effect of removable functional appliances on mandibular length in patients with Class II with retrognathism: Systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*, 17, 1-9.
- Sassouni, V. (1970). The Class II syndrome: differential diagnosis and treatment. *The Angle Orthodontist*, 40(4), 334-341.
- Schaefer, A. T., McNamara Jr, J. A., Franchi, L., & Baccetti, T. (2004). A cephalometric comparison of treatment with the Twin-Block and stainless steel crown Herbst appliances followed by fixed appliance therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(1), 7-15.
- Schmuth, G. (1985). Vertical displacement using functional appliances of the mandible in Class II correction *Physiologic Principles of Functional Appliances*, 53.
- Shaw, A., Sameshima, G., & Vu, H. (2004). Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: A finite element model. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 7(2), 98-107.
- Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(3), 281-285.
- Shrivastava, A., Hazarey, P. V., Kharbanda, O. P., & Gupta, A. (2015). Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: A three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontist*, 85(2), 196-205.
- Sidlauskas, A. (2005). The effects of the Twin-Block appliance treatment on the skeletal and dentolaveolar changes in Class II Division 1 malocclusion. *Medicina (Kaunas)*, 41(5), 392-400.
- Silvestrini Biavati, A., Tecco, S., Migliorati, M., Festa, F., Marzo, G., Gherlone, E., & Tetè, S. (2011). Three - dimensional tomographic mapping related to primary stability and structural miniscrew characteristics. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 14(2), 88-99.
- Singh, G., & Clark, W. (2001). Localization of mandibular changes in patients with Class II Division 1 malocclusions treated with Twin-Block appliances: Finite element scaling analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(4), 419-425.
- Smith, R. A. (1939). The etiology of Angle Class II Division I malocclusion. *The Angle Orthodontist*, 9(1), 15-19.
- Spalj, S., Mroz Tranesen, K., Birkeland, K., Katic, V., Pavlic, A., & Vandevska-Radunovic, V. (2017). Comparison of Activator - Headgear and Twin Block treatment approaches in Class II Division 1 malocclusion. *BioMed Research International*, 2017(1), 4861924.
- Srivastava, R., Jyoti, B., Kushwaha, S., & Shastri, A. (2017). Sequential removal orthodontics: An alternative approach. *Radiology*, 2(1), 32-36.
- Stucki, N., & Ingervall, B. (1998). The use of the Jasper Jumper for the correction of Class II malocclusion in the young permanent dentition. *The European Journal of Orthodontics*, 20(3), 271-281.

- Stutzmann, J., & Petrovic, A. (1990). Role of the lateral pterygoid muscle and meniscotemporomandibular frenum in spontaneous growth of the mandible and in growth stimulated by the postural hyperpropulsor. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(5), 381-392.
- Sun, L., Zhao, J., Wang, H., Pan, Y., Wang, L., & Zhang, W.-B. (2017). Mechanical stress promotes matrix synthesis of mandibular condylar cartilage via the RKIP-ERK pathway. *Journal of Molecular Histology*, 48, 437-446.
- Sung, S. J., Baik, H. S., Moon, Y. S., Yu, H. S., & Cho, Y. S. (2003). A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(4), 441-450.
- Szwedowski, T. D., Whyne, C. M., & Fialkov, J. A. (2010). Toward characterization of craniofacial biomechanics. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21(1), 202-207.
- Şeker, E. (2011). *Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımı sabit protezlerin destek dokularındaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi* Doktora Tezi. Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC].
- Tada, H., Paris, P. C., & Irwin, G. R. (1973). The stress analysis of cracks. *Handbook, Del Research Corporation*, 34(1973).
- Tai, S. (2018a). Clear aligner technique. *Quintessence Publishing Co, Inc.*
- Tai, S. (2018b). Clear aligner technique. *Quintessence Publishing Co, Inc.*
- Tanne, K., Lu, Y. C.-L., Tanaka, E., & Sakuda, M. (1993). Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. *The European Journal of Orthodontics*, 15(6), 527-533.
- Tanne, K., Sakuda, M., & Burstone, C. J. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(6), 499-505.
- Tecco, S., Festa, F., Salini, V., Epifania, E., & D'Attilio, M. (2004). Treatment of joint pain and joint noises associated with a recent TMJ internal derangement: A comparison of an anterior repositioning splint, a full-arch maxillary stabilization splint, and an untreated control group. *CRANIO®*, 22(3), 209-219.
- Terzieva-Petrovska, O., Petrovska, J., Velkoska-Kukuneshoska, G., & Petrovski, M. (2023). Twin-Block in orthodontics-indications, advantages and limitations. *Journal of Dentistry Apolonia*, 78-86.
- Tosun, Y. (1999). Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. *Ege Üniversitesi Basımevi*.
- Toth, L. R., & McNamara Jr, J. A. (1999). Treatment effects produced by the Twin-Block appliance and the FR-2 appliance of Fränkel compared with an untreated Class II sample. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(6), 597-609.
- Tulloch, J. C., Phillips, C., & Proffit, W. R. (1998). Benefit of early Class II treatment: Progress report of a two-phase randomized clinical trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(1), 62-74.
- Tümer, N., & Gültan, A. S. (1999). Comparison of the effects of Monoblock and Twin-Block appliances on the skeletal and dentoalveolar structures. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(4), 460-468.
- Ulusoy, Ç., & Darendeliler, N. (2008). Effects of Class II Activator and Class II Activator High-Pull Headgear combination on the mandible: A 3-dimensional finite element stress analysis

- study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), 490. e499-490. e415.
- Ulusoy, M., & Aydın, K. (2010). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler cilt 1-2, 3. *Baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları, Ankara.*
- Uner, O., Darendeliler, N., & Bilir, E. (1999). Effects of an activator on the masseter and anterior temporal muscle activities in Class II malocclusions. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 23(4), 327-332.
- Ülgen, M. (1993). *Ortodontik tedavi prensipleri*. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
- Ülgen, M. (2000). *Ortodonti: Anomaliler, sefalometri, etoloji, büyüme ve gelişim, tanı*. Yeditepe Üniversitesi.
- Van Staden, R., Guan, H., & Loo, Y.-C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 257-270.
- Varlık, S. K., Gültan, A., & Tümer, N. (2008). Comparison of the effects of Twin Block and Activator treatment on the soft tissue profile. *The European Journal of Orthodontics*, 30(2), 128-134.
- Vig, P. S. (1985). *Orthodontics: Current principles and techniques*: Thomas M. Graber and Brainerd F. Swain. St. Louis, 1985, The CV Mosby Company. In: Mosby.
- von Bremen, J., & Pancherz, H. (2002). Efficiency of early and late Class II Division 1 treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121(1), 31-37.
- Voudouris, J. C., & Kufte, M. M. (2000). Improved clinical use of Twin-Block and Herbst as a result of radiating viscoelastic tissue forces on the condyle and fossa in treatment and long-term retention: Growth relativity. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(3), 247-266.
- Wahl, N. (2006). Orthodontics in 3 millennia. Chapter 9: Functional appliances to midcentury. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(6), 829-833.
- Wajekar, N., Pathak, S., & Mani, S. (2022). Rise & review of Invisalign clear aligner system. *IP Indian J Orthod Dentofac Res*, 8(1), 7-11.
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., & Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, 36(7), 463-471.
- Wang, Y., Daraqel, B., Wang, Y., Yang, D., Dong, Y., Hu, Y., & Zheng, L. (2024). Biomechanical effects of different mandibular movements and torque compensations during mandibular advancement with clear aligners: A finite element analysis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 12, 1496517.
- Weir, T. (2017). Clear aligners in orthodontic treatment. *Australian Dental Journal*, 62, 58-62.
- Williams, S., & Melsen, B. (1982a). Condylar development and mandibular rotation and displacement during activator treatment: An implant study. *American Journal of Orthodontics*, 81(4), 322-326.
- Williams, S., & Melsen, B. (1982b). The interplay between sagittal and vertical growth factors: An implant study of activator treatment. *American Journal of Orthodontics*, 81(4), 327-332.
- Womack, W. R. (2006). Four-premolar extraction treatment with Invisalign. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 40(8), 493-500.

- Woodside, D., Metaxas, A., & Altuna, G. (1987). The influence of functional appliance therapy on glenoid fossa remodeling. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(3), 181-198.
- Wu, Y., Yu, Q., Xia, Y., Wang, B., Chen, S., Gu, K., Zhang, B., & Zhu, M. (2023). Does mandibular advancement with clear aligners have the same skeletal and dentoalveolar effects as traditional functional appliances? *BMC Oral Health*, 23(1), 65.
- Xu, N., Lei, X., Yang, X., Li, X., & Ge, Z. (2018). Three-dimensional finite element analysis on canine teeth distalization by different accessories of bracket-free invisible orthodontics technology. *AIP Conference Proceedings*,
- Yang, C., Wang, C., Deng, F., & Fan, Y. (2015). Biomechanical effects of corticotomy approaches on dentoalveolar structures during canine retraction: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 148(3), 457-465.
- Yu, H. S., Baik, H. S., Sung, S. J., Kim, K. D., & Cho, Y. S. (2007). Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *The European Journal of Orthodontics*, 29(2), 118-125.
- Yu, L., Li, Z., Kang, F., Wang, S., Xie, Z., & Zhu, X. (2023). Mandibular advancement with clear aligners and functional appliances in the treatment of skeletal Class II malocclusion: A systematic review and meta-analysis. *Hua xi kou Qiang yi xue za zhi= Huaxi Kouqiang Yixue Zazhi= West China Journal of Stomatology*, 41(3), 305-314.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*, 515.
- Zhang, Y., Zheng, J., Wu, Q., Jiang, T., Xiao, H., Du, Y., Qi, Y., Jin, Z., & Li, F. (2024a). Three-dimensional spatial analysis of temporomandibular joint in adolescent Class II Division 1 malocclusion patients: comparison of Twin-Block and clear functional aligner. *Head & Face Medicine*, 20(1), 4.
- Zhang, Y., Zheng, J., Wu, Q., Jiang, T., Xiao, H., Du, Y., Qi, Y., Jin, Z., & Li, F. (2024b). Three-dimensional spatial analysis of temporomandibular joint in adolescent Class II Division 1 malocclusion patients: comparison of Twin-Block and Clear Functional Aligner. *Head & Face Medicine*, 20(1), 1-14.
- Zhang, Y., Zheng, X., Zhang, Q., He, Z., Huang, W., Yan, X., Lv, T., & Yuan, X. (2023). Clinical finite element analysis of mandibular displacement model treated with Twin-Block appliance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 164(3), 395-405.
- Zhou, X., Zhao, Z., & Zhao, M. (1999). Analysis of the condyle in the state on the mandibular protraction by means of the three-dimensional finite element method. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua kouqiang yixue zazhi= Chinese Journal of Stomatology*, 34(2), 85-87.
- Zienkiewicz, O. C. (1971). *The finite element methods in engineering science*. McGraw-Hill.
- Zienkiewicz, O. C., & Taylor, R. L. (2000). *The finite element method: solid mechanics* (Vol. 2). Butterworth-Heinemann.
- Zienkiewicz, O. C., & Taylor, R. L. (2005). *The finite element method for solid and structural mechanics*. Elsevier.
- Ziuchkovski, J. P., Fields, H. W., Johnston, W. M., & Lindsey, D. T. (2008). Assessment of perceived orthodontic appliance attractiveness. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), S68-S78.

Zybutz, T., Drummond, R., Lekic, M., & Brownlee, M. (2021). Investigation and comparison of patient experiences with removable functional appliances: Invisalign Teen with Mandibular Advancement versus Twin Block. *The Angle Orthodontist*, 91(4), 490-495.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Muhteber DURMUŞ

ÖĞRENİM DURUMU

Lisans: 2018, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Uzmanlık: 2025, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Ortodonti Anabilim Dalı

KİTAP BÖLÜMLERİ

Durmuş, Hezenci, 2022. Geçici Ankraj Aygıtları ve Stabilitate, Livre de Lyon.

SÖZLÜ SUNUMLAR

Hezenci, Durmuş, Bulut, 2022. Ortodontik Amaçlı Kullanılan Geçici Ankraj Aygıtlarının Stabilitatesini Etkileyen Faktörler. 8th International Symposium of Academic Studies in Health and Sports Sciences, March 11-12, 2022.

Hezenci, Durmuş, 2022. Koruyucu ve Önleyici Ortodontik Yaklaşımlar. 5. Uluslararası Değişen Dünyada Fen, Sosyal ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 26-27 Mart, 2022.