

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**SINIF II MALOKLÜZYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN CARRIERE MOTION
VE HERBST APAREYLERİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ
(3 DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD - 3D FEM) İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Orhun EREN

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Hakkı YILMAZ

HATAY-2022

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**SINIF II MALOKLÜZYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN CARRIERE MOTION
VE HERBST APAREYLERİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ
(3 DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD - 3D FEM) İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Orhun EREN

Danışman

Dr. Öğretim Üyesi Hakkı YILMAZ

Bu tez, Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
21.DHU.004 no'lu proje olarak desteklenmiştir

HATAY -2022

Kabul ve Onay

T.C.

HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

SINIF II MALOKLÜZYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN CARRIERE MOTION VE HERBST APAREYLERİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ (3 DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD - 3D FEM) İLE KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Orhun EREN

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından ... /.../2022 günü sözlü olarak yapılan
tez savunma sınavında oybirliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi: Jüri Başkanı : Doç. Dr. Fundagül BİLGİÇ ZORTUK

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Hakkı YILMAZ

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Gökhan TÜRKER

Bu Tez Dekanlığımız Ortodonti Anabilim Dalında Hazırlanmıştır.

.../.../2022

Prof. Dr. Nizami DURAN

Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Ortodonti uzmanlık eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında tecrübe, bilgi, zaman ve desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen değerli tez danışmanı hocam Dr. Öğr. Üyesi Hakkı YILMAZ'a,

Ortodonti uzmanlık eğitimim boyunca pek çok şey öğrendiğim, klinik ve akademik deneyimlerini her zaman esirgemediğimiz bizimle paylaşan değerli hocalarım Doç. Dr. Fundagül BİLGİÇ ZORTUK ve Dr. Öğr. Üyesi Eyüp Burak KÜÇÜK'e,

Uzmanlık eğitimimde bilgi ve deneyimlerinden faydalanma imkanı bulduğum değerli hocam Dr. Mohammed ALRAAWI'ye,

Ortodonti Anabilim Dalı'nda beraber çalışma fırsatı bulduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca sonsuz sevgi ve özverileri ile her zaman yanımda olan, varlıklarından gurur duyduğum, annem Fatma EREN, babam Mehmet EREN ve ablam Merve GÜNEŞ'e,

Her zaman yanımda olan sabrını, sevgisini ve desteğini benden esirgemeyen, meslektaşım ve hayat arkadaşım sevgili eşim Hatice Kübra EREN'e teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
ÇİZELGELER DİZİNİ	VIII
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ÖZET	X
ABSTRACT	XI
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Sınıf II Maloklüzyonların Tanımı	3
2.2 Sınıf II Maloklüzyonların Prevalansı ve Etiyolojisi	4
2.3 Sınıf II Maloklüzyonların Tedavi Seçenekleri	5
2.3.1 Fonksiyonel Tedavi	5
2.3.1.1 Herbst Apareyi	6
2.3.2 Maksiller Distalizasyon Mekanikleri	8
2.3.2.1 Carriere Motion Apareyi	9
2.4 Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	11
2.4.1 Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi	12
2.4.2 Denek Hayvanları Kullanılarak Yapılan Analiz Yöntemi	12
2.4.3 Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi (Strain-Gauges)	12
2.4.4 Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle laquer	12
2.4.5 Holografik İnterferometri (Lazer Işını ile Gerilme Analizi	13
2.4.6 Radyo Telemetri	13
2.4.7 Sonlu elemanlar analizi (Finite element metot / FEM)	13
2.4.7.1 Sonlu Elemanlar ile ilgili temel kavramlar	14
2.4.7.2 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Prensibi	18
2.4.7.3 Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi Avantajları ve Dezavantajları	20
2.5 Hipotez	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	22
3.1 Modellemede Kullanılan Araç ve Gereçler	22
3.2 Geometrik Modelin Oluşturulması	23
3.2.1 Maksiler ve Mandibular Kemiğin Modellenmesi	23
3.2.2 Diş ve Periodontal Yapıların Modellenmesi	25
3.2.3 Temporomandibular Eklem Diskinin Modellenmesi	26
3.2.4 Herbst ve Carriere Motion apareylerinin modellenmesi	27
3.3 Matematiksel Modelin Oluşturulması	28
3.4 Materyal Özelliklerinin Programa Tanımlanması	30
3.5 Senaryoların Tanıtılması	31
3.6 Sınır ve Yükleme Koşulları	33
3.7 Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	34
4. BULGULAR	37
4.1 Herbst Simülasyonu ile İlgili Bulgular	37
4.1.1 Herbst Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları	37

4.1.2 Herbst Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları	45
4.1.3 Herbst Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	51
4.2 Carierre Motion Simülasyonu ile İlgili Bulgular	56
4.2.1 Carierre Motion Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları	56
4.2.2 Carierre Motion Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları	64
4.2.3 Carierre Motion Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	70
5.TARTIŞMA	75
5.1 Amacın Tartışması	75
5.2 Gereç ve Yöntemin Tartışması	76
5.3 Bulguların Tartışması	81
5.3.1 Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması	81
5.3.2 Von Mises Gerilme Bulgularının Tartışması	84
5.3.3 Minumum ve Maksimum Asal Gerilme Bulgularının Tartışması	86
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	89
7. KAYNAKÇA	90
EKLER	
EK-1	99
ÖZGEÇMİŞ	100

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Herbst apareyi.....	7
Şekil 2.2 Carriere Motion apareyi.....	10
Şekil 3.1 Activity 880 optik tarayıcısı.	23
Şekil 3.2 İnteractive segmentation.....	24
Şekil 3.3 Üst ve alt çeneye ait geometrik modeller	25
Şekil 3.4 Dişler ve periodontal ligamentler	26
Şekil 3.5 Herbst apareyinin geometrik modeli	27
Şekil 3.6 Carriere Motion apareyinin geometrik modeli	28
Şekil 3.7 Matematik model.....	28
Şekil 3.8 Algor yazılımında mesh yapısında kullanılan eleman çeşitleri	30
Şekil 3.9 Carriere Motion apareyinde kullanılan kuvvetin yönü.....	32
Şekil 3.10 Herbst apareyinin oluşturduğu kuvvetin yönü.....	33
Şekil 3.11 Sınırlandırma koşulları	33
Şekil 3.12 Sagittal yönde yer değiştirme miktarı.....	34
Şekil 3.13 Maksimum asal gerilme sonuçlarının renk skalası ile gösterimi.....	35
Şekil 3.14 Sonlu Elemanlar analizinin iş akışı.	36
Şekil 4.1 Herbst simülasyonunda maksiller dişlerde sagittal yönde oluşan yer değiştirme miktarı	38
Şekil 4.2 Herbst simülasyonunda maksiller dişlerde transversal yönde oluşan yer değiştirme miktarı.....	39
Şekil 4.3 Herbst simülasyonunda maksiller dişlerde vertikal yönde oluşan yer değiştirme miktarı	40
Şekil 4.4 Herbst simülasyonunda mandibular dişlerde sagittal yönde oluşan yer değiştirme miktarı	42
Şekil 4.5 Herbst simülasyonunda mandibular dişlerde transversal yönde oluşan yer değiştirme miktarı.....	43
Şekil 4.6 Herbst simülasyonunda mandibular dişlerde vertikal yönde oluşan yer değiştirme miktarı	44
Şekil 4.7 Herbst simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri.....	46
Şekil 4.8 Herbst simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri	48
Şekil 4.9 Herbst simülasyonunda disk ve kondilde oluşan Von Mises stres değerleri.....	50
Şekil 4.10 Maksillada oluşan Von Mises stres değerleri	51
Şekil 4.11 Herbst simülasyonunda mandibular kortikal kemikte maksimum asal gerilme alanları	52
Şekil 4.12 Herbst simülasyonunda mandibular spongios kemikte maksimum asal gerilme alanları	52
Şekil 4.13 Herbst simülasyonunda mandibular kortikal kemikte minimum asal gerilme alanları	53
Şekil 4.14 Herbst simülasyonunda mandibular spongios kemikte minimum asal gerilme alanları	53
Şekil 4.15 Herbst simülasyonunda maksiller kortikal kemikte maksimum asal gerilme alanları	54
Şekil 4.16 Herbst simülasyonunda maksiller spongios kemikte maksimum asal gerilme alanları	54
Şekil 4.17 Herbst simülasyonunda maksiller kortikal kemikte minimum asal gerilme alanları	55

Şekil 4.18 Herbst simülasyonunda maksiller spongioz kemikte minimum asal gerilme alanları.....	55
Şekil 4.19 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde sagittal yönde oluşan yer değiştirme miktarı.....	57
Şekil 4.20 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde transversal yönde oluşan yer değiştirme miktarı.....	58
Şekil 4.21 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde vertikal yönde oluşan yer değiştirme miktarı.....	59
Şekil 4.22 Carriere Motion simülasyonunda mandibular dişlerde sagittal yönde oluşan yer değiştirme miktarı.....	61
Şekil 4.23 Carriere Motion simülasyonunda mandibular dişlerde transversal yönde oluşan yer değiştirme miktarı	62
Şekil 4.24 Carriere Motion simülasyonunda mandibular dişlerde vertikal yönde oluşan yer değiştirme miktarı.....	63
Şekil 4.25 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri.....	65
Şekil 4.26 Carriere Motion simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri.....	67
Şekil 4.27 Carriere Motion simülasyonunda disk ve kondilde oluşan Von Mises stres değerleri.....	69
Şekil 4.28 Carriere Motion simülasyonunda maksillada oluşan Von Mises stres değerleri.....	70
Şekil 4.29 Carriere Motion simülasyonunda maksiller kortikal kemikte görülen maksimum asal gerilme alanları.....	71
Şekil 4.30 Carriere Motion simülasyonunda maksillada spongioz kemikte görülen maksimum asal gerilme alanları.....	71
Şekil 4.31 Carriere Motion simülasyonunda maksillada kortikal kemikte görülen minimum asal gerilme alanları.....	72
Şekil 4.32 Carriere Motion simülasyonunda üst çene spongioz kemikte görülen minimum asal gerilme alanları.....	72
Şekil 4.33 Carriere Motion simülasyonunda mandibular kortikal kemikte görülen maksimum asal gerilme alanları.....	73
Şekil 4.34 Carriere Motion simülasyonunda alt çene spongioz kemikte görülen maksimum asal gerilme alanları.....	73
Şekil 4.35 Carriere Motion simülasyonundamandibular kortikal kemikte görülen minimum asal gerilme alanları.....	74
Şekil 4.36 Carriere Motion simülasyonunda mandibular spongioz kemikte görülen minimum asal gerilme alanları	74

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan apareylerin düğüm ve eleman sayısı.....	30
Çizelge 3.2 Modelleri oluşturan yapıların her birinin elastiklik modülü ve poissson oranı	31
Çizelge 4.1 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde 3 yönde oluşan yer değiştirme miktarı	41
Çizelge 4.2 Herbst simülasyonunda mandibular dişlerde 3 yönde oluşan yer değiştirme miktarı	45
Çizelge 4.3 Herbst simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri	47
Çizelge 4.4 Herbst simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri	49
Çizelge 4.5 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde 3 yönde oluşan yer değiştirme miktarı.....	60
Çizelge 4.6 Carriere Motion simülasyonunda mandibular dişlerde 3 yönde oluşan yer değiştirme miktarı.....	64
Çizelge 4.7 Carriere Motion simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri	66
Çizelge 4.8 Carriere motion simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri	68

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
3D	: 3 boyutlu
CMA	: Carriere Motion Appliance
FEM	: Finite Element Method
F	: Kuvvet
m	: Kütle
a	: İvme
kgf	: Kilogram force
oz	: Ons, bir kütle birimidir.
N	: Newton
Pa	: Pascal
MPa	: Megapascal
Mm	: Milimetre
CT	: Computed Tomography
CBCT	: Cone Beam Computed Tomography
CPU	: Central Processing Unit
GHz	: Gigahertz
GB	: Gigabayt
RAM	: Random Access Memory
kVp	: Peak kilovoltage
mA	: Miliamper
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
Std	: Standart template library
PDL	: Periodontal ligament
Gr	: Gram
μ	: Mikron
°	: Açık derece

ÖZET

SINIF II MALOKLÜZYON TEDAVİSİNDE KULLANILAN CARRIERE MOTION VE HERBST APAREYLERİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ (3 DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD - 3D FEM) İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Giriş ve Amaç: Sınıf II maloklüzyon tedavisinde kullanılan Carriere Motion ve Herbst apareylerinin oluşturduğu etkilerin 3 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi (3D FEM) ile karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

Gereç ve Yöntem: Araştırmamızda bu iki aparey 3D FEM yöntemiyle incelenmiştir. Her bir aparey için ayrı modelleme ihtiyacı olduğundan 2 modelleme yapılmıştır. Birinci modelde döküm Herbst apareyin modellemesi yapılmıştır. Bilgisayar programında elde edilen modeller üstünde üst çene posterior dişleri ve alt çenede de kaninler ve tüm posterior dişleri kapsayacak krom kobalt döküm splintler dişler üzerine uygulanmıştır. Yapılan çalışmalarda mandibula önde konumlandığında temporal kasın posterior kısmının istirahat halinde 12 N kuvvet ortaya çıkardığı bulunmuş. Bizde bu çalışmalardan referans alarak Herbst apareyinin kuvvetini 12 N olarak uyguladık. İkinci modelde ise Carrier Motion apareyi kullanılmıştır. Paslanmaz çelikten yapılan bar şeklinde aparey üst kanin ve molar dişlere yapıştırılmıştır. Alt çenede ise 7 numaralı dişlere tüp yerleştirilmiş ve essix apareyi uygulanmıştır. Ağız içi üst kaninden alt molar dişe uygulanan lastikler ile kuvvet uygulanmıştır. Yapılan çalışmalarda Carriere Motion apareyi için tavsiye edilen intraoral elastik olan Henry Schein Orthodontics'in force 2 elastığının 540 gr kuvvet uyguladığı bulunmuştur. Biz de bu çalışmalardan referans alarak Carriere Motion simülasyonunda 540 gr kuvvet uyguladık.

Bulgular: Analiz sonuçlarına göre dişlerde oluşan yer değiştirme miktarı Herbst simülasyonunda daha fazla bulunmuştur. Her iki apareyde de Maksilladaki dişlerde distalizasyon mandibuladaki dişlerde ise mezializasyon oluşmuştur. Herbst simülasyonunda kondil ve diskte oluşan stres miktarı Carriere Motion apareyine göre daha fazla bulunmuştur. Maksiller kemikte de oluşan stres noktaları Carriere Motion simülasyonunda daha çok dentoalveolar bölgedeyken Herbst simülasyonunda ise en yüksek stres noktası zigomatikomaksiller sütür bölgesinde oluşmuştur.

Sonuç: Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre Herbst apareyinin dental ve iskeletsel etkisi Carriere Motion apareyine göre daha fazla bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar Analizi, Carriere Motion apareyi, Herbst apareyi

ABSTRACT

COMPARISON OF CARRIERE MOTION AND HERBST APPLIANCES USED IN CLASS II MALOCCLUSION TREATMENT WITH 3 DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD (3D FEM)

Introduction and Aim: It is aimed to compare the effects of Carriere Motion and Herbst appliances used in the treatment of Class II malocclusion with the 3D finite element method (3D FEM).

Materials and Methods: In our research, these two appliances were analysed by 3D FEM method. Since separate modelling was required for each appliance, 2 models were made. In the first model, the cast Herbst appliance was modelled. On the models obtained in the computer programme, chrome-cobalt cast splints were applied on the teeth to cover the posterior teeth of the upper jaw and the canines and all posterior teeth in the lower jaw. In the studies, it was found that when the mandible is positioned in front, the posterior part of the temporal muscle produces a force of 12 N at rest. We applied the force of the Herbst appliance as 12 N, taking reference from these studies. In the second model, the Carrier Motion appliance was used. The bar-shaped appliance made of stainless steel was attached to the upper canine and molar teeth. In the lower jaw, the tube is placed on the teeth numbered 7 and the essix appliance is applied. Intraoral force was applied with intraoral elastics from the upper canine to the lower molar tooth. In the studies, it was found that Henry Schein Orthodontics' force 2 elastic, which is the recommended intraoral elastic for the Carriere Motion appliance, exerts 540 g of force. Taking reference from these studies, we applied a force of 540 g in the Carriere Motion simulation.

Results: According to the results of the analyses, the amount of tooth displacement was found to be higher in the Herbst simulation. Distalisation of the maxillary teeth and mesialisation of the mandibular teeth occurred in both appliances. The amount of stress on the condyle and disc was higher in the Herbst simulation than in the Carriere Motion simulation. The stress points in the maxillary bone were mostly in the dentoalveolar region in the Carriere Motion simulation, while the highest stress point in the Herbst simulation was in the zygomaticomaxillary suture region.

Conclusion: According to the findings obtained in our study, the dental and skeletal effects of the Herbst appliance were found to be higher than the Carriere Motion appliance.

Keywords: 3D FEM, Herbst appliance, Carriere Motion appliance

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sınıf II maloklüzyon, hastaların ortodontik tedavi taleplerini oluşturan önemli nedenlerden biridir. Diş veya iskeletsel bozukluk ya da bu ikisinin birlikte oluşmasıyla bu maloklüzyon oluşabilir.^{1,2} Tedavi protokolleri, klinisyenin bilgi ve tecrübesine, maloklüzyonun ciddiyetine ve hasta uyumuna göre büyük ölçüde değişebilir.^{3,4}

İskeletsel sınıf II maloklüzyonun tedavisine yönelik olası üç yaklaşım vardır;⁵

1-) Mandibulanın maksilladan daha fazla büyümesi sağlanarak çeneler arasındaki uyumsuzluğun azaltılması veya ortadan kaldırılması için büyümenin yönlendirilmesi.

2-) Çeneler arasındaki uyumsuzluğu telafi etmek için diş hareketi, yani üst kesici dişlerin retroklinasyonu veya alt kesici dişlerin proklinasyonu. Bu tarz bir tedavide, iskeletsel problem düzeltilmez, kamufle edilir.

3-) Sınıf II maloklüzyonun şiddetli mandibular yetmezliğe bağlı olduğu durumlarda hemen her zaman mandibular ilerletmeyi içeren çenelerin cerrahi olarak yeniden konumlandırılması.

Günümüzde sınıf 2 maloklüzyonun düzeltilmesi için birçok sabit fonksiyonel apacey (Forsus, Juser Jumper, Powerscope vs.) kullanılmaktadır. Herbst bu apaceylerden biridir ve diğer apaceylerin aksine sınıf 2 ilişkiyi sabit ortodontik apaceyler takılmadan önce düzeltmektedirler

Herbst apaceyi 1905 yılında Emil Herbst tarafından tanıtılmıştır. Pancherz tarafından ise 1979 yılından itibaren Sınıf 2 tedavilerde kullanımı popülerleştirilmiştir. Herbst apaceyinde amaç tedavinin başında Sınıf 2 olan ilişkiyi Sınıf 1 ilişkiye getirerek sagittal yönde ideal oklüzyonu sağlamaktır.⁶

Sınıf 2 maloklüzyonu düzeltmek için bir diğer tedavi seçeneği de Distal jet ve pendulum apaceyi gibi distalizasyon apaceyleridir.^{7,8} Carriere Motion apaceyi de bu apaceylerden biridir.

Carriere Motion apareyi ise 2004 yılında Luis Carriere tarafından geliştirilmiş ve giderek kullanımı artmakta olan bir apareydir. Bu aparey ile Herbst apareyindeki gibi tedavi başında sınıf 1 ilişki kurulması amaçlanmıştır.⁹

Araştırmamızda bu iki aparey 3D FEM yöntemiyle incelenecektir. 3D FEM yöntemi canlı dokular üzerinde oluşturulan stresi ve gerilmeyi ölçmeye yarayan mühendislik metodudur.¹⁰ Her bir aparey için ayrı modelleme ihtiyacı olduğu için 2 modelleme yapılacaktır.

Birinci modelde döküm Herbst apareyi uygulanması planlanmaktadır. Bu aparey bonding işleminden önce uygulanır. Bilgisayar programında elde edilen modeller üstünde üst çene posterior dişleri ve alt çenede de kaninler ve tüm posterior dişleri kapsayacak krom-kobalt döküm splintler dişler üzerine uygulanır.

İkinci modelde ise Carriere Motion apareyi kullanılması planlanmaktadır. Bu apareyde Herbst apareyi gibi bonding işlemlerinden önce uygulanır. Paslanmaz çelikten yapılan bar şeklinde aparey üst kanin ve molar dişlere yapıştırılır. Alt çenede ise 6 veya 7 numaralı dişlere tüp yerleştirilir ve essix apareyi uygulanır. Ağız içinde üst kaninden alt molar dişe uygulanan lastikler ile sınıf 1 ilişki kurulmaya çalışılır.

Bu iki aparey klinik olarak yaygın kullanım alanlarına sahiplerdir. Gerek tasarım gerekse uygulama yöntemlerindeki farklılıklar nedeniyle TME, mandibula, maksilla ve dişlerde farklı stres paternleri oluşturmaktadırlar. Bu değerlendirmeler sonucunda sınır vakalarda hangi apareyin kullanımının uygun olduğunu belirlemek amacıyla sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılması planlanmaktadır

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Sınıf II Maloklüzyonların Tanımı

Sınıf II maloklüzyonlar genellikle dişsel, iskeletsel ve/veya fonksiyonel bileşenlere sahip olarak tanımlanır. Bu bileşenler ayrı ayrı oluşabileceği gibi çoğu zaman aynı anda ve çeşitli derecelerde ortaya çıktığı söylenebilir.¹¹

Angle, mandibular birinci molarların maksiller birinci molarlarla ilişkisine dayanan bir sınıflandırma sistemi önermiştir. Sınıf II maloklüzyonlarda, maksiller dişlere göre mandibular dişler daha distalde konumlanmıştır.¹² Her bir maloklüzyon sınıfının tedavi planını önemli ölçüde etkileyen birçok varyasyonu içermesi nedeniyle maloklüzyonları sınıflandırmak için ana kıstas olarak birinci molar dişlerin ilişkisinin kullanılması sorgulanmıştır. Bu bariz sınırlamalara rağmen, Angle'ın sınıflandırması, diş hekimleri arasında bir tanımlama ve iletişim yöntemi olarak basitliği nedeniyle hala yaygın olarak kullanılmaktadır.¹¹ Angle, maksiller santral kesici dişlerin eğimine dayalı olarak iki tip sınıf II maloklüzyon tanımlamıştır.¹²

Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonlar, labiyal olarak eğimli maksiller keserler, nispeten dar bir maksiller ark olsun veya olmasın artmış bir overjet olması olarak tanımlanır. Keser kapanışı dikey, derin bir overbitedan açık kapanışa kadar değişebilir.¹¹

Sınıf II bölüm 2 maloklüzyonlar, maksiller kesici dişlerin palatine eğimli olması olarak tanımlanır. Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyonda genellikle derin bir overbite ve minimal bir overjet bulunur. Aşırı overbite olan vakalarda alt kesici dişlerin kesici kenarları damağın yumuşak dokularına temas edebilir. Bazı sınıf II Bölüm 2 vakalarda, linguale eğimli üst kesici dişler tarafından mandibular labiyal dişeti dokuları da travmatize edilebilir. Özellikle overjet yokluğunda Mandibular arkta mandibular kesici dişlerin ekstrüzyonu ile artmış bir spee eğrisi olabilir.¹³⁻¹⁵

2.2 Sınıf II Maloklüzyonların Prevalansı ve Etiyolojisi

M.S. Alhammadi ve arkadaşlarının yaptığı meta analiz çalışmasında daimi dişlenmede, dünyada sınıf II maloklüzyonun dağılımı, %19.56 olarak bulunmuştur.¹⁶

F. Bilgiç ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise İç Anadolu'da 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 popülasyonu % 4,7' sini temsil etmektedir.¹⁷

B. Nur ve arkadaşlarının Türkiye'nin 7 bölgesinde yaptığı epidemiyolojik çalışmada sınıf II maloklüzyona sahip bireylerin oranı % 48,4 olarak bulunmuştur. 7 bölge arasında en fazla sınıf II maloklüzyona sahip birey sayısı ise %18,2 oranı ile Ege bölgesi olmuştur.¹⁸

Bu çalışmalardan anlaşılabileceği gibi ülkemizde özellikle sınıf II maloklüzyona sahip hasta sayısının fazlalığına bağlı olarak tedavisi de çok yaygındır.

Sınıf II maloklüzyonun etyolojisinde genetik ve çevresel faktörlerin etkisi olabileceği yıllardır düşünülmektedir. Ayrıca, bir popülasyondaki gen havuzlarının karıştırılması yeni özellikler ortaya çıkarabileceği gibi mevcut özelliklerin ekspresyon sıklığını da etkileyebilir.^{19,20} Lundström, monozigotik ikizlerde sınıf II maloklüzyona her iki bireyde de görülme sıklığının %68 olduğunu bildirilmiştir; Öte yandan, bu oran dizigotik ikizlerde %24 oranında bulunmuştur. Bu bulgular, monozigotik ikizler için %100 ve dizigotik ikizler için %10 olan açık kapanışlı bireylerden belirgin şekilde farklı bulunmuştur. Bu bulgular, aynı genotipe sahip kişilerde bile, sınıf II maloklüzyonun her zaman oluşmadığını göstermektedir.²⁰

Çevresel faktörler, belirli maloklüzyon türlerinin gelişiminde önemli bir rol oynayabilir. Örnek olarak, sınıf I oklüzyonu olan bir hastada maksiller ikinci süt azı dişlerinin erken kaybı, maksiller birinci azı dişlerinin mezial migrasyonuna, rotasyonuna ve devrilmesine ve sınıf II maloklüzyonun oluşmasına neden olabilir.¹¹

Karışık dişlenmede, birinci daimi azı dişlerinin flash terminal düzlem ilişkisi sıklıkla mevcuttur ve maksiller dişlenmeyi öne doğru kaydıran kalıcı bir parmak emme alışkanlığı, oklüzal dengeyi sınıf II molar ilişkisinin gelişimine doğru yönlendirebilir. Ayrıca, parmak emme alışkanlığı devam eden ve aşırı overjeti olan hastalarda, alt dudak maksiller kesici

dişlerin arkasında sıkışıp mentalis ve diğer perioral kasların anormal kasılmasına neden olarak maksiller kesicilerin labiyale daha fazla eğilmesine neden olabilir.²¹ Bu nedenle, kalıcı parmak, dudak veya dil alışkanlıkları, sınıf II maloklüzyona nedenlerinden olabilir.²²

2.3 Sınıf II Maloklüzyonların Tedavi Seçenekleri

Sınıf II maloklüzyon sık görülen bir maloklüzyondur ve ortodontik tedavi isteyen hasta grubu içinde oldukça yaygındır. Sınıf II maloklüzyonun gelişimi birkaç faktöre bağlanabilir; bu nedenle, ilgili tedavi planının seçimi için doğru teşhis önemlidir. Bu faktörler arasında mandibular retrognatizm baskın olarak kabul edilir. Bu bağlamda, fonksiyonel apareyler kullanılarak yapılan mandibular ilerletme, büyümekte olan bireylerde popüler bir tedavi yaklaşımı olarak kabul edilmektedir.²³⁻²⁵

İskeletsel sınıf II maloklüzyonları olan erişkin hastalarda, altta yatan iskeletsel problemi düzeltmeden hem oklüzyonu hem de yüz estetiğini iyileştirmek için protrüze olan üst keserlerin retrakte edilmesine dayanan ortodontik kamuflaj; veya mandibula veya maksillayı yeniden konumlandırmayı amaçlayan ortognatik cerrahi olmak üzere 2 olası tedavi yaklaşımı vardır.²⁶

2.3.1 Fonksiyonel Tedavi

Fonksiyonel apareyler sabit ve hareketli fonksiyonel apareyler olmak üzere iki gruba ayrılır. Sabit fonksiyonel apareylere örnek olarak Forsus, Powerscope, Herbst gibi apareyler örnek verilebilir. Hareketli fonksiyonel apareylere ise monoblok ve twin block gibi apareyler örnek verilebilir.

Hareketli fonksiyonel apareylerin avantajları;

- Çıkarılabilir ve dolayısıyla temizlemesi daha kolaydır, damağı kapladıkları için yatay ve dikey yönde ankraj sağlayabilirler, büyüyen bir çocukta etkili bir şekilde overbite düzeltimi sağlayabilirler, kuvveti blok şeklinde tüm dişlere iletebilirler.

Hareketli fonksiyonel apareylerin dezavantajları;

- Aparey hasta tarafından yeteri kadar kullanılmayabilir, sadece tipping hareketleri mümkündür, konuşmayı etkiler, apareyleri yapmak için bir teknisyen maliyeti gerekir, çoklu diş hareketlerinde yetersizdir, alt hareketli apareylerin tolere edilmesi daha zordur.²⁷

Hareketli fonksiyonel apareylerle uygulanan tedavilerde başarının hasta kooperasyonuna bağlı olması ve hareketli apareylerin hacimli olmaları nedeniyle kullanımlarının zor olması gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için alternatif olarak sabit fonksiyonel apareyler geliştirilmiştir. Sabit fonksiyonel apareylerin boyutlarının hareketli fonksiyonel apareylere göre küçük olmasıyla konuşma ve yutkunma gibi fonksiyonları hastanın daha konforlu yapabilmesi, kullanım süresinin daha fazla olması ve sabit mekaniklerle birlikte uygulanabilmesi bu apareylerin başlıca avantajlarıdır. En büyük avantajı ise hasta kooperasyonu gerektirmemesidir. Sabit fonksiyonel apareyler, sürekli ağızda olduğu için 24 saat etkilidir ve kullanım zamanına bağlı olarak daha kısa bir zaman diliminde tedavi tamamlanmaktadır.^{28,29}

2.3.1.1 Herbst Apareyi

Herbst apareyi (Şekil 2.1), 1900'lerin başında Emil Herbst tarafından sınıf II tedavisi için sabit bir bite-jumping cihazı olarak tanıtıldı. Tanıtımından sonra uzun bir süre kullanılmayan aparey H. Pancherz tarafından, 1970'lerde modifiye edilerek tekrar kullanıma kazandırıldı. Pancherz, apareyi bantlı bir cihaz olarak yeniden tanıttı ve mandibular kondiler büyümeyi uyarma ihtimaline dikkat çekti.³⁰ Herbst apareyi ile kondiller büyümenin uyarıldığı ve kondilin remodelinge uğradığı çocuk ve erişkin hastalarda gözlemlenmiştir. Ayrıca rijit bir sabit fonksiyonel aparey olan Herbst apareyinin büyümesini tamamlamış vakalardaki etkinliğini gösteren çalışmalar da literatürde bulunmaktadır.³¹



Şekil 2.1 Herbst apareyi

Herbst apareyinin bantlı, döküm ve akrilik olmak üzere üç ana tasarımı vardır.³² Bantlı Herbst apareyi alt ve üst çenedeki birinci küçük azı ve birinci büyük azı dişler bantlanmaktadır. Bantlarda kopma ve kırılma olmaması için bantlar ekstra kalınlıkta seçilmeli ya da iki bant lehimlenerek kullanılmalıdır. Bu bantlar çelikden yapılmış tellerle palatinal ve lingualden birleştirilmelidir. Pivotlar, maksillada birinci büyük azı diş mandibulada ise birinci küçük azı dişlerindeki bantlara lehimlenir.³³ Akrilik Herbst apareyinin sabit olarak uygulanması sonucu oluşan demineralizasyon ve çürükleri azaltmak amacıyla McNamara ve Howe hareketli akrilik plaklardan oluşan bir tasarım yapmışlardır. Maksiller plak, üst çenede genişletme veya bukkal tüp yerleştirilme gereksinimi olduğu durumlarda yapıştırılır. Mandibular plak normalde hareketli olarak kullanılır ancak kooperasyonun yetersiz olduğu hastalar veya serebral palsi gibi nöromüsküler sorunların olduğu hastalarda simante edilir.³⁴ Pancherz Döküm Herbst apareyini kullanılmaya başlanmıştır. Bantlı Herbst tasarımında engellenemeyen sorunları çözmek için bantlar yerine kobalt-krom döküm splintler kullanmıştır. Bu tasarımda hijyen daha kolay sağlanmıştır ve apareyin kırılma riski azalmıştır. Apareyin uygulaması için klinikte daha az süre harcanırken, laboratuvarında harcanan zaman ise artmaktadır. Bu nedenle döküm Herbst tasarımının maliyeti daha fazla olmaktadır. Pancherz, 1995'ten bu yana, düzenli olarak tüm Herbst hastalarında döküm kronlar kullanmıştır. Krom kobalt dökümler maksillada tüm posterior dişleri kaplar, mandibulada ise kaninler ile tüm posterior dişleri kaplar.³⁵

Pancherz' in yaptığı çalışmada büyüme gelişim döneminde 22 hasta incelenmiştir. Hastaların tamamında sınıf 1 molar ve kanin ilişki sağlanmış, mandibular keserlerin

inklinasyonu ortalama 6.6° artmıştır, kontrol grubundaki hastalara göre mandibular uzunluk 3 kat daha fazla artmıştır, genel olarak Herbst apareyinin mandibular uzunluğun artışı uyardığı ve maksillanın ise büyümesini inhibe ettiği görülmüştür. Ayrıca hastalar overbite açısından değerlendirildiğinde ortalama 3mm azalma, maksiler molarlarda ve mandibular keserlerde ise intrüzyon olduğu gözlemlenmiştir.³³

Sabine Ruf. ve arkadaşlarının yetişkin Herbst tedavisinin ortognatik cerrahiye ne ölçüde bir alternatif olduğunu değerlendirmeyi amaçladığı çalışmasında, sagittal split osteotomisi ile Herbst apareyinin karşılaştırılması yapılmıştır. Tüm cerrahi ve Herbst hastaları, normal overjet ve overbite ile sınıf I oklüzal ilişkiyle tedavileri başarılı bir şekilde bitirilmiştir. Ameliyat grubunda sagittal düzlemde iyileşme dişsel değişikliklerden çok iskeletsel olarak sağlanmıştır; Herbst grubunda ise durum tam tersi olarak bulunmuştur. İskelet ve yumuşak doku fasiyal profil konveksitesi her iki grupta da önemli ölçüde azalmıştır, ancak cerrahi grubunda profil konveksitesindeki azalma miktarı daha fazla bulunmuştur. Oklüzal düzeltme için Herbst tedavisinin başarısı ve öngörülebilirliği cerrahi kadar yüksek bulunmuştur. Bu nedenle, sınır vakalarda yetişkin iskeletsel sınıf II maloklüzyonlarda, özellikle ana tedavi hedefi yüz profilinde büyük bir düzeltme olmadığında, Herbst tedavisinin ortognatik cerrahiye bir alternatif olarak düşünülebileceği bildirilmiştir.³¹

2.3.2 Maksiller Distalizasyon Mekanikleri

Molar distalizasyonu ortodontislerin molar dişleri distale iterek ark uzunluğunun arttırmayı amaçladığı bir tedavi tekniğidir.^{36,37} Yüzyıldan fazla bir süredir ortodontide, maksiller molar distalizasyonu özellikle de sınıf II maloklüzyon vakalarında birçok vakayı tedavi etmek için başarıyla kullanılmıştır. Bu teknik genellikle çapraşıklığı ve artan overjeti azaltmak için yer kazanma amacıyla kullanılmıştır.³⁸ Bu tekniğin en önemli avantajı yer kazanımı için diş çekimi ihtiyacını ortadan kaldırmasıdır.^{39,40}

Genişletme (genellikle distalizasyon ile birlikte kullanılır), ön dişlerin proklinasyonu, interproksimal stripping ve çekim yer kazanmak için kullanılan diğer tedavi seçenekleridir. Ortodontik tedavilerde kullanılan tüm bu yöntemler her vaka için uygun değildir. Maloklüzyonun şiddeti ve yüz profili genellikle tedavi seçeneklerini belirler.⁴¹

Sınıf II maloklüzyon ortodontide en sık karşılaşılan sorunlardan biridir ve bu tür vakaları tedavi etmenin konservatif yollarından biri de distalizasyon olarak kabul edilir. Sınıf II maloklüzyonun çekimsiz tedavisi son on yılda çok popüler hale gelmiştir.^{42,43}

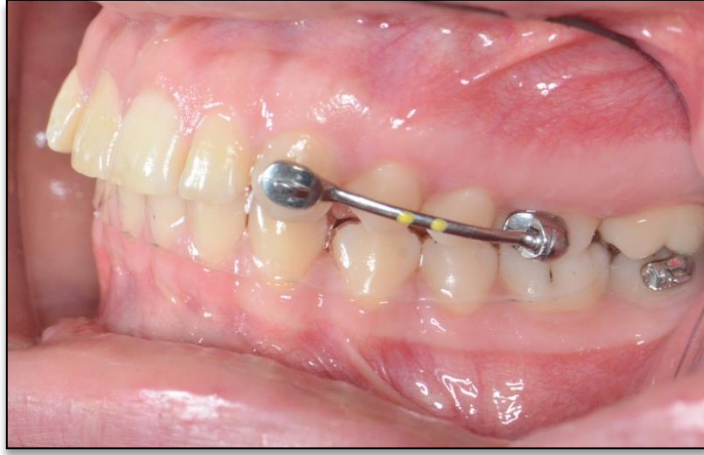
Distalizasyon için yaygın kullanılan yöntemlerden biride, Headgear gibi ağız dışı apareylerin kullanılmasıdır. Bu apareyler yaygın olarak ya maksiller azı dişlerini destekleyerek ankraj sağlar ya da azı dişlerini düzeltmek ve ark uzunluğunu artırmak için azı dişlerinin distalizasyonunda kullanılır. Bu yöntemlerin doğru kullanıldığında hem etkili hem de güvenilir olduğu kanıtlanmıştır.^{44,45}

Ancak bu apareyler esas olarak hasta uyumuna bağlıdır ve estetik sorunlar nedeniyle ağız içi distalize edici apareylerin tercih edilmesine yol açmıştır. Ağız içi apareyler hasta tarafından daha fazla kabul görmekte ve ortodontistlerin dişler üzerinde daha fazla kontrol sağlamasına olanak sağlamaktadır.⁴⁶

Ağız içi distalizasyon mekanikleri, minimum hasta işbirliği gerektirir ve sınıf II molar ilişkisinin düzeltilmesinde bir alternatif haline gelmiştir.⁴⁷ Bu cihazlar arasında mıknatıslar, nikel-titanyum (NiTi) yaylar, Pendulum, Jones Jig, First Class, Distal Jet ve Carriere Motion gibi apareyler bulunur.

2.3.2.1 Carriere Motion Apareyi

Carriere Motion 3D apareyi (Şekil 2.2) (CMA; Henry Schein Orthodontics, Carlsbad, Calif), çok yönlü bir intermaksiller sınıf II düzeltici olarak son yıllarda popüler hale geldi. Carriere Motion apareyi kullanılarak sınıf II ilişkinin düzeltilmesinde klinik olarak temel ilke, hasta uyumunun yüksek olduğu tedavinin başlangıcında sınıf I ilişkinin sağlanmasına dayanır.⁴⁸



Şekil 2.2 Carriere Motion apareyi

Carriere Motion 3D apareyi Luis Carriere tarafından 2004 yılında ilk olarak Carriere Distalizer olarak adlandırılmıştır. Bu aparey, maksiller kaninlere ve birinci molarlara bilateral olarak bağlanmış iki rijid bardan oluşur. İntermaksiller elastiklerin yerleştirilmesi için kullanılan kanin dişe yapıştırılan kancalı kısım, klinik kuronun mesial üçte birlik kısmına yapıştırılır. Maksiller kaninin sürmediği veya ektopik olarak çıktığı durumlarda, birinci premolar ön ataşman olarak kullanılabilir. Posteriora, bilyeli ve yuvalı eklemler, molar derotasyonu ve distalizasyonunu kolaylaştırmak için klinik kronunun merkezinden birinci molarlara yapıştırılır.⁹

İntermaksiller elastikler mandibular molar dişlere takılır. Bukkal tüpler ikinci azı veya birinci azı dişlerine yerleştirilir. Mandibular ankraj protokolü, yapıştırılmış bukkal tüplere göre ayarlanmış çıkarılabilir bir şeffaf essix apareyinin kullanımını içerir.⁴⁹ Mandibular ankrajı sağlamanın diğer yöntemleri arasında alt lingual ark, geçici ankraj cihazları ve sabit apareyler gösterilebilir.⁵⁰

Apareyin aktivasyonu, essix plağı tarafından sağlanan ankraj ile ağır kuvvetli (6 oz ve 8 oz) sınıf II lastiklerle yapılır. İntermaksiller elastiklerin tam zamanlı (22 saat) kullanımı tedavi başarısı açısından gereklidir. İyi uyum sağlandığında, Faz I tedavisinin tamamlanması tipik olarak 5-8 ay sürer. Adolesan hastada, Carriere Motion apareyi hastanın kullanımı açısından daha rahat olduğu, daha olumlu bir deneyim sunduğu ve sınıf II tedavisi için diğer apareylerle karşılaştırıldığında daha konforlu olduğu gösterilmiştir.⁵¹

Daniel Areepong ve ark. yaptığı çalışmada unilateral veya bilateral Sınıf II maloklüzyonu olan 59 adölesan (16 erkek ve 43 kız) Carriere Motion apareyi ile tedavi edilmiştir. Grup 1 iskeletsel sınıf I ve grup 2 iskeletsel sınıf II olarak ayrılmıştır. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri, tedavi öncesi (T1) ve Carriere Motion apareyi sonrası (T2) olarak değerlendirilmiş. Grup 1 ve 2'de maksiller birinci molarlarda distale devrilme ve rotasyon ile belirgin distal yönde hareket, maksiller kaninlerde distale devrilme ve rotasyon ile belirgin distal yönde hareket ile mandibular molarlarda mesiale devrilme ile belirgin mesial yönde hareket bulunmuştur. Gruplar arasında mandibular molar mezial hareketinde ve U1-SN açısı değişiminde anlamlı farklılıklar bulunmuştur.⁵²

Ahmed S. Fouda ve ark. yaptığı çalışmada sınıf II bölüm 1 maloklüzyona sahip 24 postpubertal bayan hasta rastgele iki eşit gruba ayrılmışlardır. Her iki gruba da Carriere Motion apareyi uygulanmış. Bir gruba mandibulada ankraj için essix plağı diğer gruba ise mini vida uygulanmıştır. Sonuç olarak mini vidaların mandibular kesici dişlerde anterior hareket ve proklinasyonu azaltmada etkili olduğu tespit edilmiştir.⁵³

2.4 Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliği'nde uygulanan tedavilerde birçok farklı materyal kullanılmaktadır. Bu malzemelerin mekanik özelliklerinin, ağız içi ortamda gelecek kuvvetler karşısındaki dayanıklılıklarını belirlemek zordur. Bu yüzden materyallerin stres ve gerilimlerini canlı olmayan modeller üzerinde ölçmek tedavi planlamamızı belirlerken birçok avantaj sağlamaktadır.⁵⁴ Diş Hekimliğinde aşağıda sıraladığımız analiz yöntemleri kullanılabilir.

- Fotoelastik gerilme analiz yöntemi
- Denek hayvanları kullanılarak yapılan analiz yöntem
- Gerinim ölçer stres analiz yöntemi (Strain-Gauges)
- Kırılgan vernikle kaplama yöntemi (Brittle laquer)
- Holografik interferometri (Lazer ışını ile gerilme analizi)
- Radyo telemetri
- Sonlu elemanlar analizi (Finite element metot / FEM)

2.4.1 Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi

Fotoelastiklik gerilme analizi polarize ışık altında bakıldığında renkli özellikler ortaya koyan bazı şeffaf materyallerin özelliklerine dayanır. Geometrik şekilde olmayan maddelerde kuvvetin akışını izlemek için bu yöntem kullanılır. İncelenecek cismin fotoelastik materyalden hazırlanan modelinde, gerilme bölgeleri polariskop cihazı ile belirlenir. Ortodontide kuvvet altında basınç alanlarında oluşan değişimleri incelemek için kullanılır.⁵⁵

2.4.2 Denek Hayvanları Kullanılarak Yapılan Analiz Yöntemi

Bu analiz yöntemi canlı dokular üzerinde kullanılmasıyla avantaj olsa da sonuçları insan dokularına uyumlandırmak ve insana ait dokuların gerçek cevabını ölçmek mümkün değildir.⁵⁶

2.4.3 Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi (Strain-Gauges)

Gerinim ölçer stres analiz yöntemi gerinim ölçerlerle kuvvet altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini belirler. Mekanik deformasyona uğrayan iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibi ile çalışır. Analiz in vivo ya da in vitro ortamlarda, statik ve dinamik yüklemeler altında gerinim ile ilgili sonuçlar verir. Gerinime duyarlı uçlar incelenecek alana yerleştirilir. Daha sonra bu alanlara kuvvet verilir. Statik ve dinamik oluşan gerinim, yükselticilerle bilgisayar ortamına aktarılır.⁵⁷

2.4.4 Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle laquer)

Bu yöntem ile bir cismin üzerine kaplanan verniğin kırılganlık özelliği incelenerek kuvvet dağılımını belirlenir. Analizi yapılacak model üzeri vernikle kaplandıktan sonra modele ısı uygulayarak sertleşmesi sağlanır. Bu aşamadan sonra ise modele kuvvet uygulanır. Gerilme direnci belli olan vernik ile kaplanan yapılarda, bu direnci geçen gerilmeler sonucu oluşan çatlak oluşumuna göre analiz yapılmaktadır. Analiz sonucunda

oluşan çatlakların sıklığı, kuvvetin yoğun olduğu alanlar ile kuvvet hatlarının doğrultusu belirlenebilir.⁵⁸

2.4.5 Holografik İnterferometri (Lazer Işını ile Gerilme Analizi)

Bu yöntemde, lazer ışınıyla modelin 3 boyutlu görüntüsü holografik film üzerine kaydedilir. İnterferometre olarak adlandırılan alet ile iki lazer ışın demeti sayesinde modeldeki aralık ve yer değiştirme miktarı hesaplanır.⁵⁹

Bu yöntemde ışığın kırınım ve girişim özelliklerinden faydalanılır. Işın verilirken cisim hareket ettirildiğinde; holografik görüntüde ortaya çıkan ışın saçaklarının incelenmesi ile görüntü oluşur. Bu incelemede deformasyon miktarı ise lazer ışınlarının görünür ışın saçakları şekline dönüştürülmesiyle incelenmektedir.⁶⁰

2.4.6 Radyo Telemetri

Bu yöntem, sadece bilgisayar donanımları ile herhangi bir materyal bağlantısına ihtiyaç duymadan verilerin iletimi üzerine kurulu bir yöntemdir. Bu yöntemde bir güç kaynağına, bir alıcıya, radyotransmittere, materyal üzerine yapışan gerilimölçerlere, gerilimölçer amplifierine, antene ve bir veri kaydediciye ihtiyaç vardır. Gerilimölçer üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta, bu da radyo-elementlerin frekansını ayarlamakta ve etkilemektedir.⁶¹

2.4.7 Sonlu elemanlar analizi (Finite element metot / FEM)

Zienkiewicz tarafından tanımlanan sonlu elemanlar yöntemi (FEM), diş yapısı, biyomateryaller, restorasyonlar, dental implantlar ve kök kanalları dahil olmak üzere çok çeşitli diş hekimliği konularını araştırmak için kullanılmıştır.⁶²⁻⁶⁶ Bu analizle diş, periodontal ligament, alveolar kemik gibi yapıların ortodontik kuvvetlere karşı tepkisi gösterilebilir. FEM, karmaşık geometrik nesnelerin şeklinin ve fiziksel özelliklerinin bilgisayar tarafından oluşturulduğu matematiksel bir yöntemdir. Bu yöntem ile bir modelin çeşitli bileşenlerinin,

anatomik yapıları çevreleyen doku ile etkileşimi nedeniyle başka herhangi bir deneysel veya analitik yolla elde edilmesi zor olan stres ve gerinim hesaplaması ayrıntılı bir şekilde yapılabilir.⁶⁵

2.4.7.1 Sonlu Elemanlar ile ilgili temel kavramlar

Kuvvet

Bir cismin hareketini başlatan, durduran veya hızını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvet (F): Kütle (m) x İvme (a) formülü ile bulunur.⁶⁷

Kuvvet birimi olarak, genellikle Newton (N) veya kilogram force (kgf) kullanılır. 1 kgf = 9,8 N'dur. Mekanikte kuvvet birimi olarak genelde Newton kullanılır. Newton(N)= kg x m/s² formülü ile hesaplanır.⁶⁸

Kuvvetler; çekme (tensile), basma (compressive) veya makaslama (shear) kuvvetleri şeklinde sınıflandırılabilir. Basma kuvveti maddeleri birbirine doğru iten kuvvettir. Çekme kuvveti, cisimleri birbirinden ayırmaya çalışan kuvvettir. Makaslama kuvveti ise cisim üzerinde kayma hareketi oluşturur.⁶⁷

Gerilme (Stres)

Bir cisme uygulanan kuvvetlere karşı cismin direncini ifade eder. Birimi N/mm²' dir. Çekme, basma ve makaslama gerilimi olarak farklı şekilde gerilmeler vardır. Stresin birimi paskaldır fakat genellikle megapaskal kullanılmaktadır (Pa=N/m², 1MPa=10.6Pa). Stres (σ) = Kuvvet (F) / Alan = N/mm².⁶⁹

- **Çekme gerilimi (Tensile stress):** Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya çalışan, aynı doğrultuda farklı yönlerde iki kuvvetin etkisi ile ortaya çıkan gerilmedir.⁷⁰
- **Basma gerilimi (Compressive stress):** Cismin moleküllerini birbirine yaklaştıran aynı doğrultuda farklı yönlerde iki kuvvetin etkisi ile ortaya çıkan gerilmedir.⁷⁰

- **Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress):** Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde, birbirine ve yüzeye paralel ancak farklı iki yönde kuvvetin etkisi altında ortaya çıkan gerilmedir.⁷⁰

Asal Gerilmeler (Principal Stress)

Tüm düzlemlerde kayma gerilmelerinin sıfır olduğu ve bütün gerilmelerin yalnızca alana dik yönde olan normal gerilmelerden oluştuğu gerilmelere asal gerilmeler (Principal stress) denir. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum asal gerilmeler olarak üçe ayrılır. Ancak yük altındaki cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin birlikte etki ettiği bileşik gerilme hali meydana gelmektedir.⁷¹

Çekme (tensile) ve basma (compressive) gerilmelerinin dağılımı asal gerilme dağılımına göre incelenmektedir. Maksimum asal gerilme pozitif bir değerdir ve en yüksek çekme (tensile) gerilmelerini ifade eder. Minimum asal gerilmeler ise negatif değerdir ve en yüksek basma (compressive) gerilmelerini ifade eder. Analiz sonuçlarına göre ortaya çıkan verilerde pozitif değerler çekme gerilmelerini, negatif değerler ise basma gerilmeleri ifade etmektedir. Bir düğüm noktasında hangi gerilme tipi daha büyük bir mutlak değere sahip ise o gerilmenin etkisi daha belirgindir.⁷²

Von Mises Gerilmesi (Von Mises stres, equivalent stress)

Von Mises gerilmesi, bir maddenin bir bölümünde oluşan iç enerji miktarı belli bir değer üzerine çıktığında maddenin bu noktada şekil değişimine uğraması prensibine dayanan bir kriterdir. Çekilebilir (ductile) özellikteki cisimlerin gerilme kriterinin belirlenmesinde faydalanılır ve şekil değişiminin başlama anını göstermektedir. Kısaca uzunluk olarak artış gösterebilen materyallerde oluşan deformasyonun başlangıç değeri olarak tanımlanabilir. Von Mises gerilme değerleri kuvvet uygulanan cisimlerde oluşan gerilmelerinin yoğunlaşma bölgelerini ve dağılımı hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla kullanılabilir.⁷⁰ Von Mises gerilmesi, iki veya üç boyutta oluşan asal gerilmeleri kombine edip, tek yönde yüklenen materyalin çekme dayanıklılığının ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde de kullanılır. Gerilme genelde üç boyutlu olarak tanımlanır. Von Mises gerilmeleri, germe kriterini değerlendirmek için, üç boyutlu ifadeyi bir skala üzerinde okunabilen tek bir pozitif sayı haline dönüştürür.^{73,74}

Gerinim (Strain)

Gerinim, bir cismin yük altındaki ve yük uygulanmadan önceki halini kıyaslayarak şeklini hangi oranda değiştirdiğini ifade etmektedir. Şekil değişimi biçimselden çok şeklin niceliksel olarak bir değişimini ifade eder. Dolayısıyla gerinim, bir cisimdeki şekil değişikliğinin matematiksel olarak ifade edilebilmesidir. Gerinim, uygulanan kuvvet ile aynı yönde oluşuyorsa; gerilimde olduğu gibi, normal gerinim olarak kabul edilir. Normal gerinimden farklı olarak, eğer cisme bir kesme kuvveti etki ediyorsa, cisimde açısall bir şekil değişimi veya açısall çarpılma oluştuğu gözlenmektedir.^{61,70,75}

Gerilme / Gerinim Eğrisi (Stress / Strain Curve)

Materyallerde kuvvet karşısında oluşan elastisite, deformasyon veya limitleri belirlemek için kullanılan eğriye gerilme / gerinim eğrisi denir. Bu eğriyi anlamak için aşağıdaki tanımlamaları bilmek faydalı olmaktadır.⁷⁶

Elastiklik Sınırı: Bir cismin belirli bir kuvvete karşı plastik deformasyona uğramadan dayanabildiği en yüksek gerilmedir.⁷⁷

Homojen Cisim: Cisimlerin içerisindeki elastik özellikler her noktada aynı olduğunda, bu cisimler homojen cisim olarak adlandırılır.⁷⁸

Oransal Sınır: Gerilimin gerilmeye göre oransal değerinin değişmediği maksimum gerilim olarak tanımlanır. Oransal sınır değerinin altındaki kuvvetler daimî deformasyona neden olmazken kuvvet etki etmeyi bıraktığında da materyal eski haline geri döner.⁷⁶

Lineer Elastik Cisim: Uygulanan kuvvetler karşı cismin birim uzama miktarının gerilim ile doğru orantılı olduğu cisimlerdir. Bu durum, sadece belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir ancak yumuşak dokuda bu değer oldukça küçüktür ve bu sınırın ötesinde hesaplama hataları olabilir.⁷⁶

İzotropi ve Anizotropi: Bir cismin elastik özelliklerinin farklı doğrultularda aynı olmasına izotropi denir. İzotrop cisimler, doğrultuları farklı kuvvetlerin sonucunda oluşan çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise bu kuvvetler sonucunda oluşan gerilmelerde farklı elastiklik modülüne sahiptirler.⁷⁶

Elastisite modülü (Young modül)

Maruz kaldığı gerilmeler sonucu değişime uğrayan cismin gerilmeler kaldırıldıktan sonra eski haline dönme özelliğini ifade eden değerdir. Birimi kg/mm^2 cinsindendir. Formülü; Esneklik Katsayısı = Gerilim/Gerinim.⁷⁹

Cisimlerin elastik modülleri değişkenlik gösterir. Örneğin; daha sert bir materyalin elastik modülü daha yüksektir ve aynı kuvvet karşısında düşük elastik modüle sahip olan bir cisimden daha az deformasyona uğrar.⁷⁹

Poisson Oranı

Poisson oranı, bir cisme karşı uygulanan sıkıştırma ve çekme kuvvetlerinin sonucunda cismin bir ekseninde oluşan gerilmenin karşıt ekseninde oluşan daralmaya oranıdır. Lastik bandın çekilirken boyunda uzama eninde kısalma olması örnek verilebilir. Kısaca Poisson oranı eksenel ve enine deformasyonlar arasındaki ilişkinin incelenmesidir.⁸⁰⁻⁸²

Eleman (Element) ve Düğüm (Node):

Sonlu elemanlar analizinde geometrik modelin davranışı modeli alt yapılarına ayırarak ya da alt yapılarından geometrik modeli yeniden oluşturarak anlaşılabilir. Bu alt yapılar eleman olarak adlandırılır. Elemanlar, ihtiyaç durumuna göre değişik geometrik şekil ve boyutlarda (üçgen, paralel kenar, dörtgen vs. ve tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) tasarlanabilir. Modelde ne kadar çok eleman bulunursa o kadar gerçeğe yakın sonuç elde edilir. Elemanların birbirine bağlanma noktaları ise düğüm olarak adlandırılır.^{78,83}

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.^{76,78,84}

Sınır Koşulları (Boundary Conditions):

Sınır koşulları ile yer değiştirmelerin (translasyon) ve gerilmelerin (stres) sınırları belirlenir. Modelin hangi bölgelerden sabitlendiği ve kuvvetin hangi bölgelere etki ettiği gösterilir. Kuvvetlerin uygulama noktalarına göre modelin sınır koşulları belirlenir.^{71,76}

2.4.7.2 Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Prensipleri

Sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilmesinde yer alan temel adımlar şunlardır:

- Hazırlık aşaması (Geometrik modelleme aşaması)
- Geometrik modelin sonlu eleman modeline dönüştürülmesi
- Malzeme özelliklerinin programa tanıtılması
- Sınır koşullarının tanımlanması
- Kuvvetlerin yapılandırılması
- Sonuçların değerlendirilmesi

Hazırlık aşaması (Geometrik modelleme aşaması): Geometrik modelleme aşamasının amacı, geometriyi noktalar, çizgiler, alanlar ve hacim açısından tanımlamaktır. Karmaşık veya pürüzsüz nesneler geometrik olarak basit parçalarla (elementler) temsil edilebilir.⁸⁵

Geometrik modelleme yapmak için aşağıdaki yöntemler kullanılabilir:¹⁰

3D – CT tarayıcı: Genellikle karmaşık yapıları veya canlı dokuları modellemek için kullanılır.

3D – Lazer tarayıcı: Genellikle cansız nesneleri modellemek için kullanılır.

Geometrik Modelin Sonlu Eleman Modeline Dönüştürülmesi (Ağ Yapısının Oluşturulması): Ayırma işlemi, incelenecek cismi düğümlerle bağlantılı birkaç küçük öğeye bölme işlemidir. Tüm elemanlar ve düğümler, bir matris bağlantısı oluşturulabilmesi için numaralandırılmalıdır. Bu işlem, hesaplama süresini önemli ölçüde etkiler. Elemanlar bir, iki, üç boyutlu veya çeşitli şekillerde olabilir. Elemanların üst üste binmemesi için yalnızca düğüm noktalarında bağlanması önemlidir. Düğümlerdeki öğelerin birleştirilmesi ve yinelenen düğümlerin ortadan kaldırılması işlemi Meshing (ağ yapısı oluşturma) olarak adlandırılır.¹⁰

Malzeme Özelliklerinin programa tanıtılması: FEM analizindeki en önemli aşamalardan biri kullanılacak biyolojik malzemelerin özelliklerinin geometrik modele aktarılmasıdır. Bunun için gereken minimum malzeme özellikleri, poisson oranı ve young modülüdür.¹⁰

Sınır Koşullarının Tanımlanması: Bilgisayarda bir elemanın oluşturulduğu ve ona bir kuvvet uygulandığını varsayalım, serbest yüzen bir katı cisim gibi davranacak ve

deformasyona uğramadan translasyon veya dönme hareketi veya ikisinin bir kombinasyonunu yapacaktır. Oluşan deformasyonu değerlendirmek için, bazı düğümlerde serbestlik dereceleri sınırlandırılmalıdır (düğümün her x, y ve z yönündeki hareketi). Bu tür kısıtlamalar sınır koşulları olarak adlandırılır.¹⁰

Kuvvetlerin yapılandırması: Sınır koşullarının belirlenmesinden sonra, istenilen bölgeden kuvvet uygulanır. Kuvvetin uygulanması, bileşenin geometrisine bağlıdır. Kuvvet düğümlere uygulanır.¹⁰

Sonuçların değerlendirilmesi: Analiz aşamasına geçildiğinde kuvvet miktarı ve zaman doğru bir şekilde tanımlanarak yazılımın hesaplamaları ve matematiksel denklemler ile simülasyon sonuçları elde edilir. Analizdeki her elemanın yer değiştirme, gerilme ve şekil değiştirme miktarları belirlenerek tüm cisme uyarlanır. Analiz olanaklarını artırmak için; gerilme, sıkıştırma veya yer değiştirme analizlerinde belirli bir eksen seçilerek çeşitli fonksiyonların simülasyonuna olanak sağlanır.⁸⁶ Farklı kuvvetler ile yapılan analizler sonucunda, maksimum ve minimum asal gerilimler, yer değiştirme değerleri, eksensel gerilimler ve Von Mises gerilimleri belirlenir.^{84,87}

İşlem aşamasından elde edilen sonuçlar, üç farklı şekilde ele alınabilir:

a) Grafiksel çıktı: Grafiklerdeki sayısal değerler, önemli yerlerdeki düğümlerin yer değiştirmeleri ile kuvvetler sonucu oluşan gerilme değerlerini vermektedir. Değerler renk kodlu haritalar şeklindedir. Bu haritalarda modelin tümüne ait gerilme ve yer değiştirmeler, görüntü üzerinde oluşan renklerin bir skala ile değerlendirilmesi ile belirlenir. Renkler kırmızıdan maviye değişir ve kırmızı, maksimum gerilme stresi alanını, mavi ise maksimum basınç stresi alanını belirtir.⁸⁸

b) Sayısal çıktı: Bu çıktı ile cismin gerilme/gerinim (principle stress/strain) miktarı belirlenir.⁸⁹

c) Animasyonlar: Sonuçlar, görselliği artırmak amacıyla animasyon olarak sunulur.⁸⁸

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kesitlerdeki ve düğümlerdeki stres miktarı doğru bir şekilde belirlenerek ve diğer örneklerle karşılaştırma yapılarak anlamlı analiz sonuçları elde etmek mümkün olur.^{87,89} Gerilimler, kırılma materyallerle ilgili bilgi verirken, Von Mises değerleri ile tüm yapıda oluşan makaslama kuvvetlerinin bileşke değerleri hakkında

bilgi edinilmektedir.⁸⁴ Yield noktasını belirlemek için de kullanılan Von Mises değerleri plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile de ilişkilendirilmektedir.⁹⁰

2.4.7.3 Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi Avantajları ve Dezavantajları

Avantajlar:⁹¹

- Noninvazivdir ve doğal koşullara benzemektedir
- Sonlu elemanlar analizi ile karmaşık ve düzensiz yapılar daha iyi modellenir.
- Sınır koşulları belirlenebilir ve sınırsız sayıda değiştirilebilir.
- Literatürde çok sayıda çalışma bulunması ve çok sayıda bilgisayar yazılım paketinin bulunması bu yöntemi güçlü hale getirmektedir
- Modellenmek istenen cisimlerin gerçek fiziksel özellikleri simüle edilebilir.
- Analiz tekrar edilebilir, hem statik hem de dinamik analiz yapılabilir.
- Analizi yapılan cisimlerdeki gerilim dağılımları ve yer değişimleri incelenebilir.
- Dişler, periodontal dokular, kranial ve fasiyal yapılar gibi birçok farklı yapı sonlu elemanlar analizi ile simüle edilerek deneyler yapılabilir.

Dezavantajlar:⁹²

- Sonlu elemanlar analizi programları karmaşıktır ve maliyeti yüksektir.
- Analiz sonuçları net bir değer vermez sadece gerçeğe yakın değerler verir. Analiz gerçek bir yapı üzerinde değil, sanal ortamda bir model üzerinde gerçekleştirilir. Tüm sonuçlar (gerilmeler, gerinimler veya yer değiştirmeler gibi) yaklaşıktır ve elde edilen sonuçlar ile gerçek sonuçlar arasındaki farkı belirlemek zordur.
- Analiz modeli objektif değildir ve kullanıcının isteklerine göre oluşturulur. Kullanıcı modeli istediği gibi detaylandırabilir; ancak modelin veya analizin doğruluğundan emin olmak zordur.

2.5 Hipotez

Bu alışmada, “Sınıf 2 maloklüzyon tedavisinde kullanılan Carriere Motion ve Herbst apareylerinin dental, iskeletsel ve TME yapıları üzerinde etkileri arasında fark yoktur” şeklinde kurulmuş olan başlangıç hipotezinin doğruluğu incelenecektir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Etik Kurul Onayı çalışmamıza başlamadan önce, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Tayfur Ata Sökmen Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu'ndan 2021/8 protokol numarası ile alınmıştır.

Bu araştırma, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.' de gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; 3D FEM analizi kullanılarak Carriere Motion ve Herbst apareyleri, maksilla, mandibula, dişler ve TME yapıları modellenmiştir. Sınıf II maloklüzyona sahip hastalarda Carriere Motion ve Herbst apareylerinin bu yapılar üzerindeki stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri statik lineer analizi yapılarak incelendi.

3.1 Modellemede Kullanılan Araç ve Gereçler

3 boyutlu ağ yapısının oluşturulması ve daha homojen bir şekilde getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin elde edilmesi ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880⁹³ (Şekil 3.1) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0⁹⁴ 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio⁹⁵ ve Algor Fempro⁹⁶ analiz programından faydalanılmıştır.



Şekil 3.1 Activity 880 optik tarayıcısı.

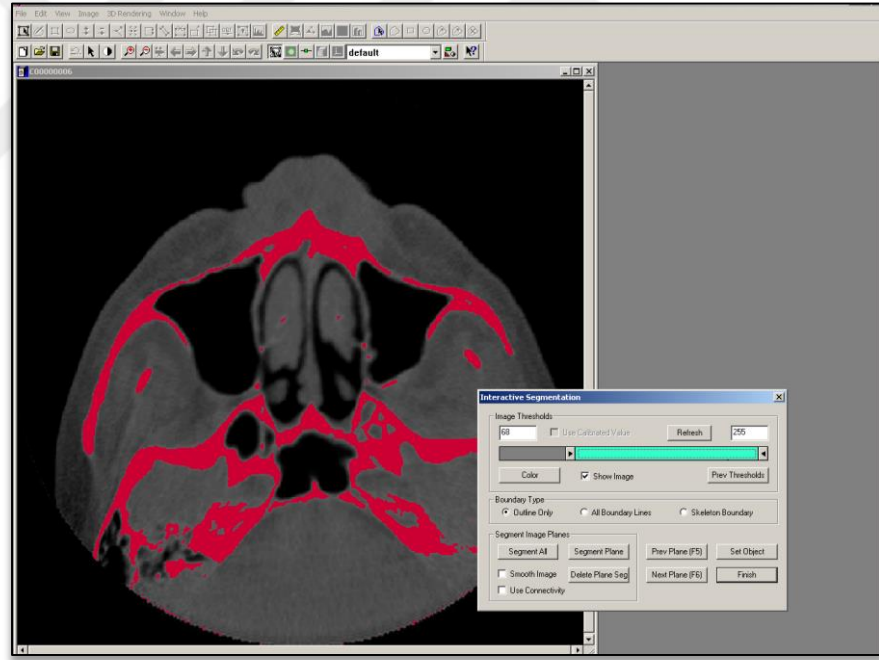
3.2 Geometrik Modelin Oluşturulması

3.2.1 Maksiler ve Mandibular Kemiğin Modellenmesi

Kemik dokularının üç boyutlu modelleri, çalışmanın yapıldığı firmadan (Ay Tasarım, Tıbbi ve Endüstriyel Ürünler Makine Sanayi İthalat İhracat Ticaret Limited Şirketi, Ankara) temin edilmiştir. Kullanılan kemik modeli 3M Iluma konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ((CBCT), ILUMA, 3M Imtec, Oklahoma, USA) cihazı ile elde edilmiştir. Üst ve alt çeneye ait geometrik model tam dişsiz bir erişkin hastadan, 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile elde edilen 601 kesitten oluşturulmuştur (Şekil 3.3). Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile yeniden yapılandırılmıştır. Yeniden yapılandırma sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında dışa aktarılarak 3D-Doctor⁹⁷ yazılımına alınmıştır.

3D-Doctor⁹⁷ yazılımı manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile tekrardan oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi işlemler yapılabilmektedir.

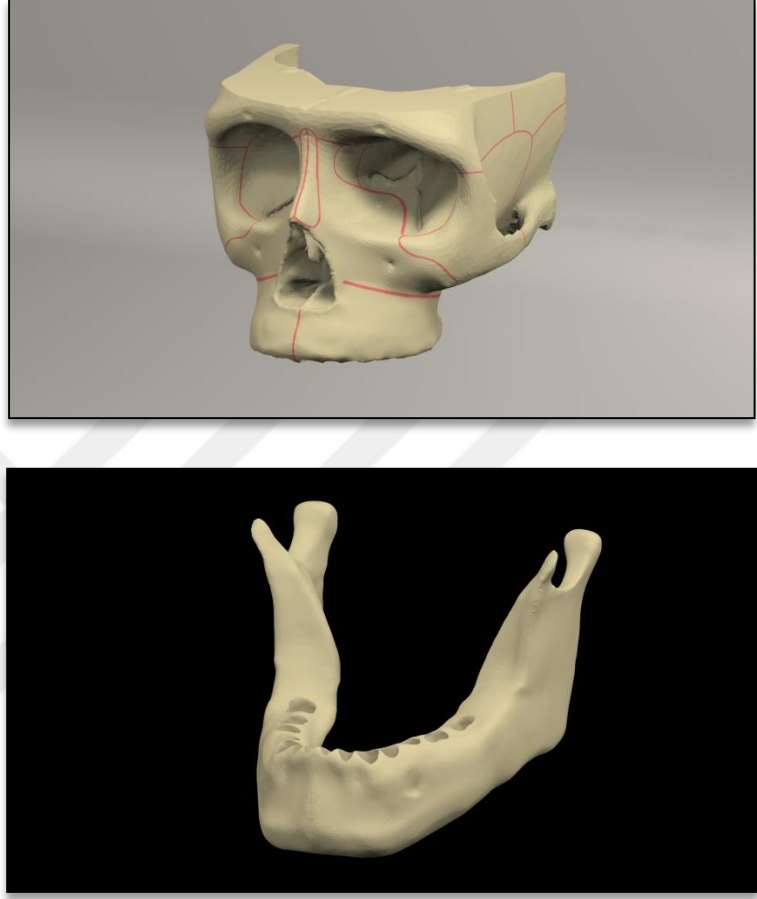
3D-Doctor⁹⁷ yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı (Şekil 3.2). Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” metoduyla 3 boyutlu model şekline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor⁹⁷ yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile yüksek depolama kapasitesi gerektirmeyen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor⁹⁷ yazılımından Standart template library (Stl) formatında dışa aktarıldı.



Şekil 3.2 İnteractive segmentation

VRMesh⁹⁵ yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiöz kemik elde edildi ve bu şekilde maksillada kortikal kemik, spongiöz kemik, gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele

taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros⁹⁴ yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.



Şekil 3.3 Üst ve alt çeneye ait geometrik modeller

3.2.2 Diş ve Periodontal Yapıların Modellenmesi

Diş ve periodontal yapılar, Nelson'ın Wheeler Diş Anatomisi ve Fizyolojisi atlasındaki⁹⁸ anatomik bilgilerinden referans alınarak alçıdan yapılmış dişlerin SmartOptics (Sensorteknik GmbH, Bochum Almanya) tarayıcısı ile üç boyutlu optik tarayıcıda taranmasıyla elde edilmiştir. Her iki çenede de 20 yaş dişleri arka dahil edilmemiştir. Dişler mine, sement, dentin olarak ayrılmayarak bir bütün olarak oluşturulmuştur.

Her iki çenede de dişlerin kortikal kemik içindeki alanlarının yüzey kısımlarına Slice ve Boolean işlemleri ile ayrıştırma yapıp Yu ve ark.⁹⁹ çalışmasındaki gibi her bölgede 0.25

mm kalınlığında periodontal ligament (PDL) eklenerek dişler PDL katmanı içerisine yerleştirilmiştir. Kemik soketindeki lamina dura kalınlığı Helal ve Wang'in¹⁰⁰ 2019 yılında yaptığı çalışma referans alınarak 0,30 mm olarak belirlenmiştir. Sonrasında üst ve alt çene dişleri PDL katmanı üzerine boşluk olmayacak şekilde yerleştirilmiştir.

Dişler ve periodontal yapılar, kemik yapıları ile birleştirildikten sonra, uygun pozisyonda konumlandırılmış ve analize uygun tam dişli model haline getirilmiştir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Dişler ve periodontal ligamantler

3.2.3 Temporomandibular Eklem Diskinin Modellenmesi

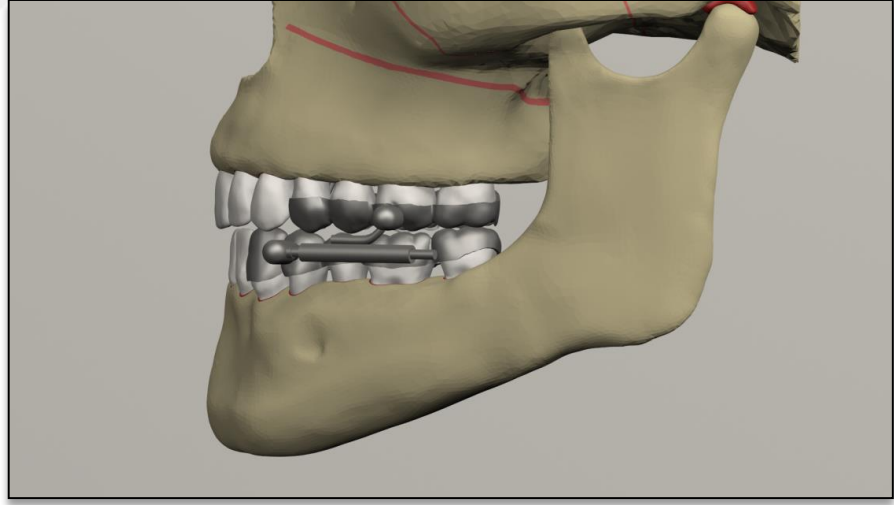
Temporomandibular eklem diskinin modellenmesi sabotta anatomi atlasından faydalanılarak Catia (Dassault Systemes, France) 3 boyutlu model yazılımında manuel yöntemler kullanılarak yapılmıştır.

3.2.4 Herbst ve Carriere Motion apareylerinin modellenmesi

Çalışmamızda analizi yapılacak olan Herbst ve Carriere Motion apareyleri, şeffaf plaklar ve bukkal tüpler Smart Optics tarayıcısı ile üç boyutlu olarak taranmıştır. Standart template library (Stl) formatında elde edilen modeller, Rhinoceros⁹⁴ 4.0 yazılımına aktarılmıştır. Rhinoceros⁹⁴ yazılımında Boolean yöntemi ile apareyler, dişler ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılarak modelleme yapılmıştır.

Rhinoceros⁹⁴ yazılımında yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak sonlu elemanlar analizi için Fempro⁹⁶ yazılımına aktarılmıştır.

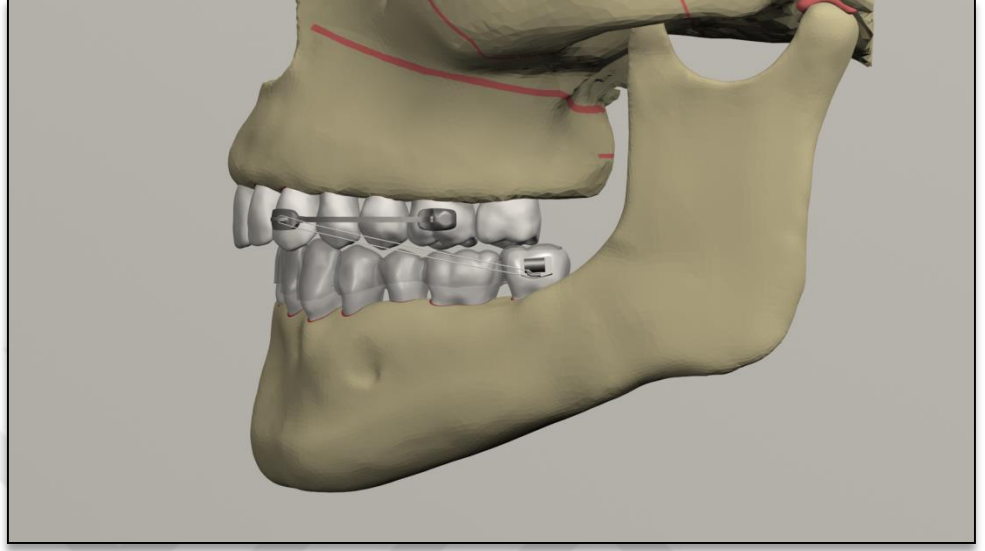
Herbst apareyi Pancherz' in 1995'ten beri kullandığı şekilde Krom kobalt dökümler maksillada tüm posterior dişleri, mandibulada ise kaninler ile tüm posterior dişleri kaplayacak şekilde modellenmiştir (Şekil3.5).³⁵



Şekil 3.5 Herbst apareyinin geometrik modeli

Carriere Motion apareyi Carriere' in⁴⁸ 2004 yılındaki çalışmasındaki gibi maksiller birinci molar dişin bukkal yüzeyinin ortasıyla maksiller kanin dişin kronunun ortasına yerleştirilerek modellenmiştir, mandibulaya ankraj için yerleştirilen şeffaf plak kalınlığı

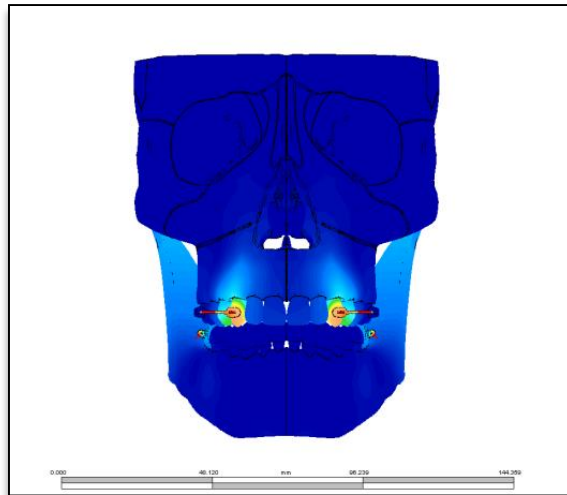
Comba ve ark.¹⁰¹ 2017 yılında yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışması referans alınarak 0,38 mm olarak oluşturulmuştur (Şekil3.6).



Şekil 3.6 Carriere Motion aparatının geometrik modeli

3.3 Matematiksel Modelin Oluşturulması

Çalışmamızda oluşturulan matematiksel model şekil 3.7’de gösterilmiştir.



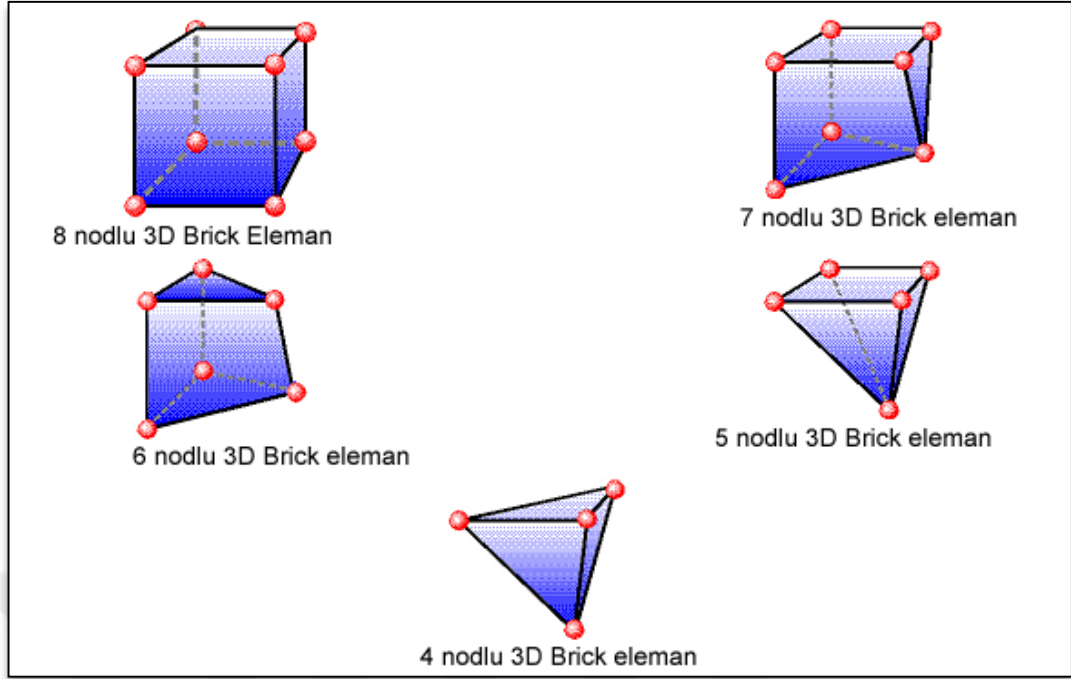
Şekil 3.7 Matematik model

Modeller, öncelikle VRMesh⁹⁵ yazılımından faydalanılarak geometrik olarak oluşturulmuştur daha sonra analizleri yapabilmek için, stl formatında Algor Fempro⁹⁶ yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel bir değerdir. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanabildiği için programlar arasında bilgi kaybı yaşanmadan aktarım yapılabilmektedir.

VRMesh⁹⁵'de yazılımında yapılan modeller, Algor⁹⁶ yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor⁹⁶ yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince fazla düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için modellerdeki yapıların merkezine yakın alanlarda daha az düğüm noktası içeren elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan dik ve dar alanlar analiz işlemini kolaylaştırmak için çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Bu çalışmada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar halinde katı modele dönüştürüldü. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro⁹⁶ yazılımı modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılır. 8 nodlu elemanların gerekli detayı vermediği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlardan faydalanılabilir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 Algor yazılımında mesh yapısında kullanılan eleman çeşitleri

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.1.):

Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan apareylerin düğüm ve eleman sayısı

Aparey	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Herbst apareyi	359441	1619527
Carriere Motion apareyi	698671	2491895

3.4 Materyal Özelliklerinin Programa Tanımlanması

Algor⁹⁶ yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra elde edilen modellerin maksillaya ve mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyallerden oluştuğunu yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her biri için fiziksel

özelliklerini belirten materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Çizelge 3.2);

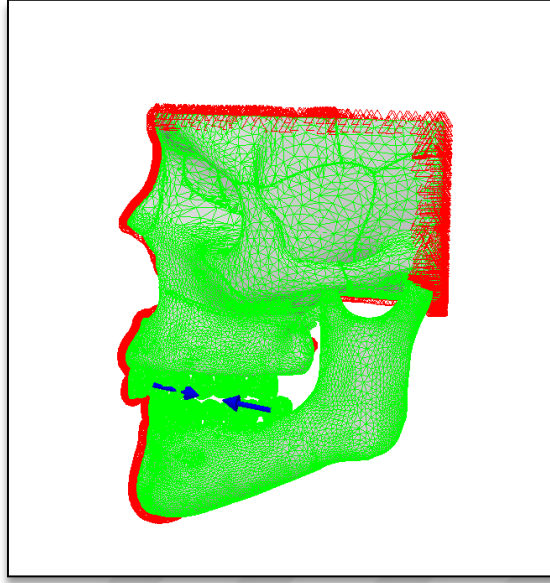
Çizelge 3.2 Modelleri oluşturan yapıların her birinin elastiklik modülü ve poisson oranı

Materyal Özellikleri	Young Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Diş	20300	0,3
PDL	5001	0,49
Herbst apareyi	200000	0,29
Carriere Motion apareyi	200000	0,29
Kortikal kemik	13700	0,3
Spongioz kemik	1370	0,3
Ekleme diski	44,1	0,4
Essix plağı	528	0,36

3.5 Senaryoların Tanıtılması

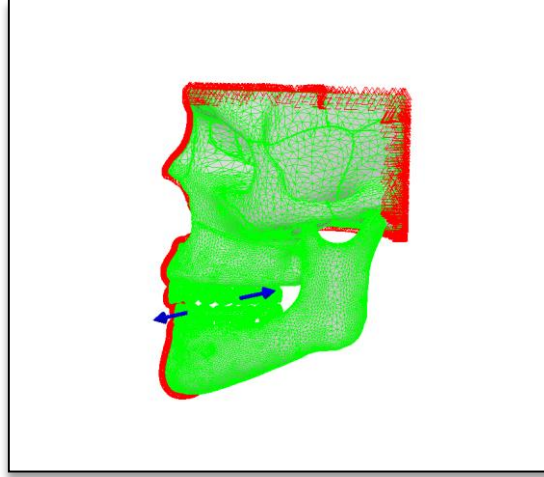
Çalışmamızda iki adet senaryo oluşturulmuştur

1.senaryo: Carriere Motion apareyi üst çenede kanin ve molar dişlerine yapıştırılmıştır. Alt çenede ise 7 numaralı dişlere tüp yapıştırıldı. Alt çenede ankrajı arttırmak için essix apareyi 7 numaralardaki tüplere göre modifiye edilip tüm dişlere uygulanmıştır. James A McNamara Jr¹⁰² ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada Carriere Motion apareyi için tavsiye edilen intraoral elastik olan Henry Schein Orthodontics'in force 2 elastığının 540 gr kuvvet uyguladığı bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da bu çalışmadan referans alarak üstte kanin bölgesinden altta 7 numaraya uzanan intraoral elastığın kuvveti 540 gr olarak belirlenmiştir. Uygulanan kuvvetin yönü aşağıdaki görselde gösterilmiştir (Şekil 3.9).



Şekil 3.9 Carriere Motion apareyinde kullanılan kuvvetin yönü

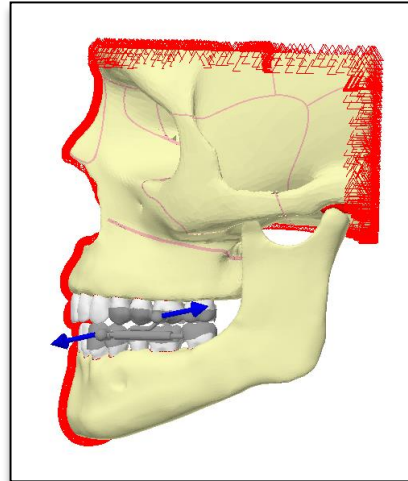
2.senaryo: Herbst apareyinde döküm krom kobalt alaşımlar maksillada tüm posterior dişleri, mandibulada ise kaninler ile tüm posterior dişleri kaplayacak şekilde modellenmiştir. Alt çene yaklaşık olarak bir premolar boyu ileri alınmıştır ve çene geriye doğru gelmek isterken oluşan kuvvet ile aparey etki göstermektedir. Çiğneme kaslarından temporalis kasının posterior kısmı çeneyi geri çekmektedir.¹⁰³ Ulusoy ve Darendeliler¹⁰⁴ yaptıkları çalışmada mandibula önde konumlandığında temporal kasın posterior kısmının istirahat halinde 12 N kuvvet ortaya çıkardığını Meyer ve ark.¹⁰⁵ ve Uner ve ark.'nın¹⁰⁶ yaptıkları çalışmadan faydalanarak bulmuşlardır. Çalışmamızda da bu çalışmalardan referans alarak Herbst apareyinin kuvveti 12 N olarak uygulanmıştır. Aşağıdaki şekilde kuvvetin yönü gösterilmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10 Herbst apareyinin oluşturduğu kuvvetin yönü

3.6 Sınır ve Yükleme Koşulları

Modeller kafanın üst ve arka kısımlarında tam sabitlenmiştir (Şekil 3.11). Modeller, çene kemikleri ve apareyler simetrik oldukları için sagittal düzlemin bir tarafı kullanılıp orta hattan simetrisi alınarak analize sokulmuştur. Böylece her iki tarafta da analiz gerçekleştirilmiştir.



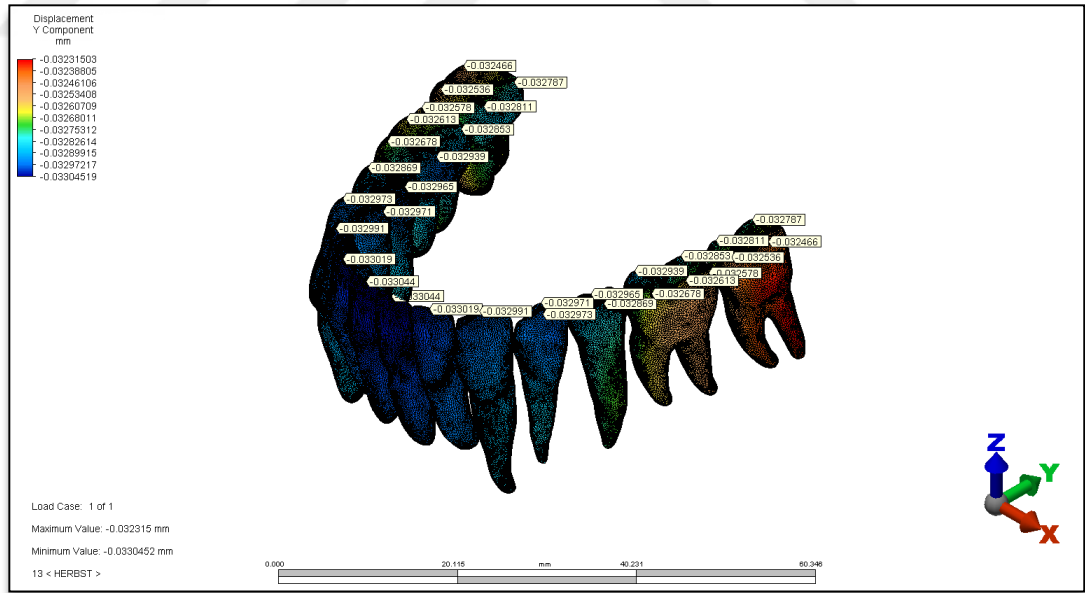
Şekil 3.11 Sınırlandırma koşulları

Modeller oluşturulurken analiz sonuçlarını etkilememesi için Herbst, Carriere Motion apareyleri, t p ve essix plak dişlere aralarında herhangi bir yapıştırıcı olmaksızın tam temas edecek şekilde yerleştirilmiştir. Alveolar kemik ile PDL arasındaki bağlantı hareketli, PDL ile diş arasındaki bağlantı ise hareketsiz olarak belirlenmiştir.

3.7 Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Modellemeler bitirildikten sonra, bu modellerin analizi yapılır ve dişlerde oluşan yer değiştirme, Von Mises gerilmeleri, kortikal ve spongioz kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerilme değerleri elde edilir.

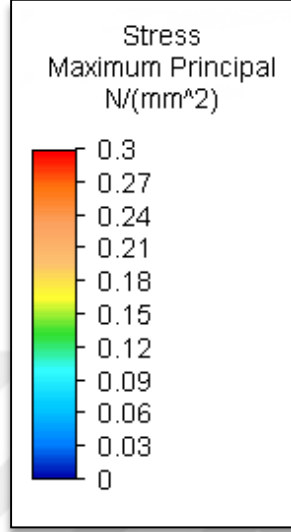
Uzayın 3 yönünde x (transversal), y (sagittal), z (vertikal) olarak yer değiştirme miktarları ölçülür.  rnek olarak y (sagittal) yönde mandibulada dişlerde oluşan yer değiştirme miktarı eğer +y yönünde olursa distalizasyonu –y yönünde olursa mezializasyonu ifade etmektedir. şekil 3.12’ de görüldüğü gibi yer değiştirme miktarı fazla olan bölgeler kırmızı ile az olan bölgeler mavi ile gösterilmiştir



şekil 3.12 Sagittal yönde yer değiştirme miktarı

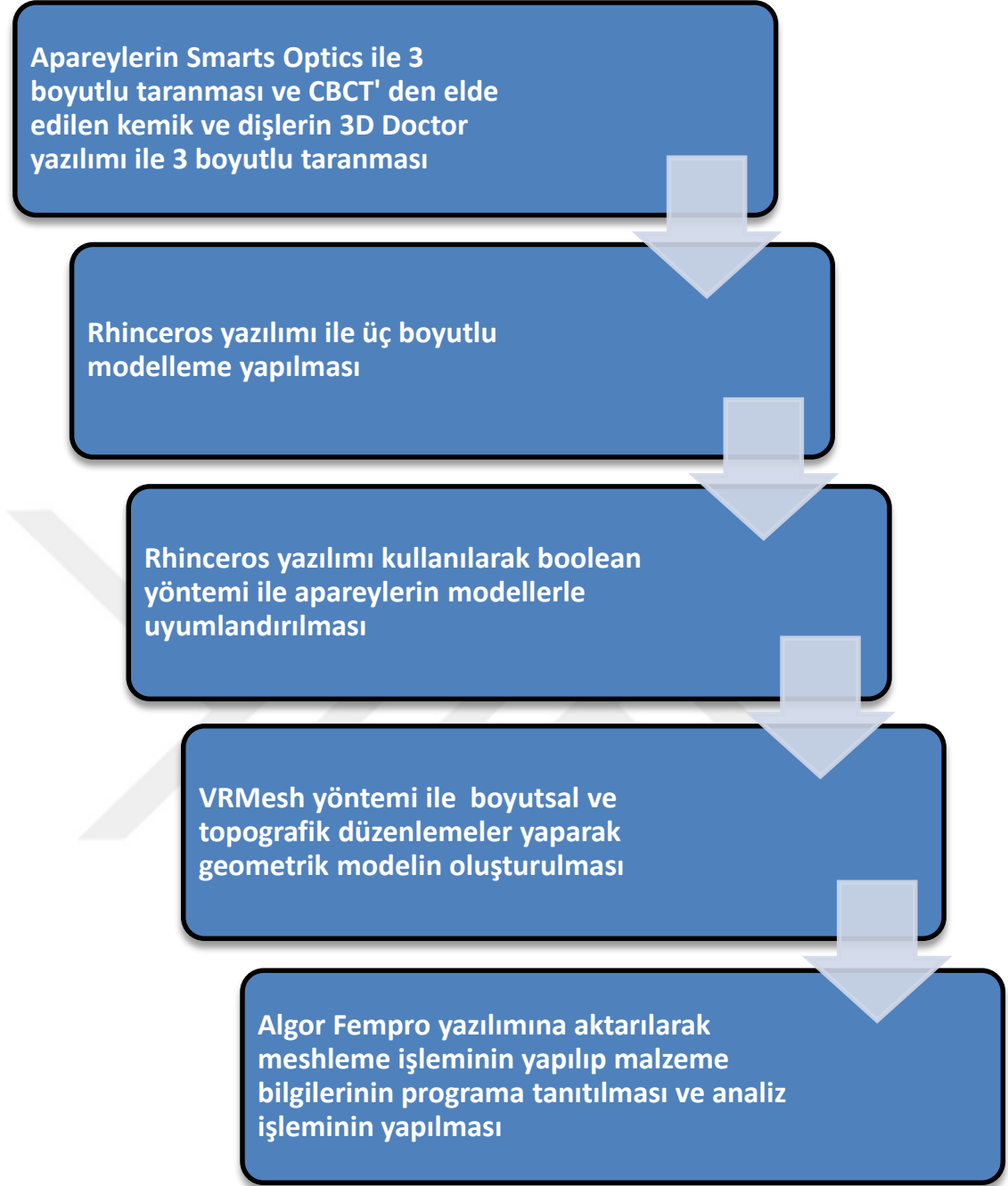
Analizimizde dişlerde ve TME yapılarında oluşan Von Mises stres değerleri ve çenelerde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri de incelenmiştir. Oluşan

stres ve gerilme değerleri kırmızıdan maviye azalacak şekilde bir renk skalası ile gösterilmiştir (şekil 3.13).



Şekil 3.13 Maksimum asal gerilme sonuçlarının renk skalası ile gösterimi

Sonlu elemanlar analizinde iş akışı aşağıdaki şekilde özetlenmiştir (şekil 3.14).



Şekil 3.14 Sonlu Elemanlar analizinin iş akışı.

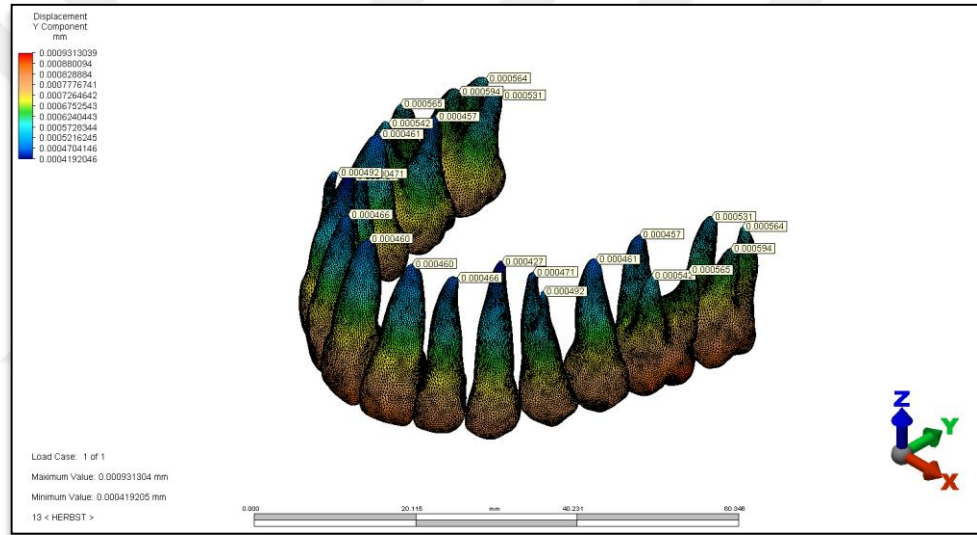
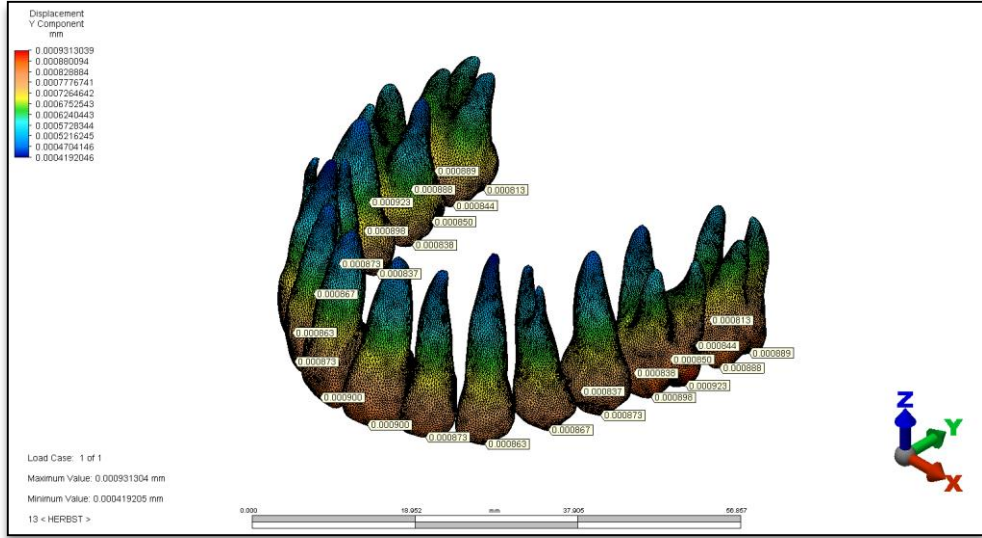
4. BULGULAR

4.1 Herbst Simülasyonu ile İlgili Bulgular

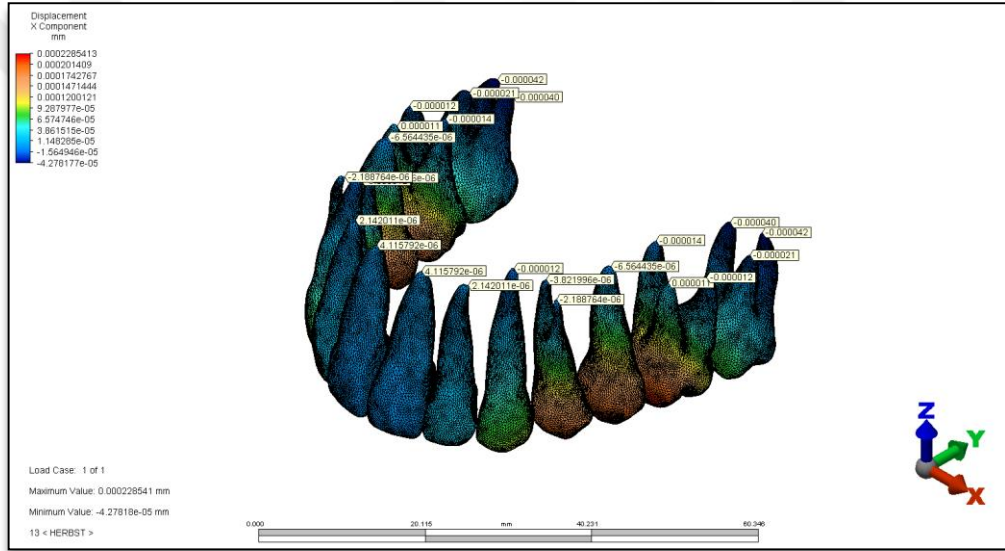
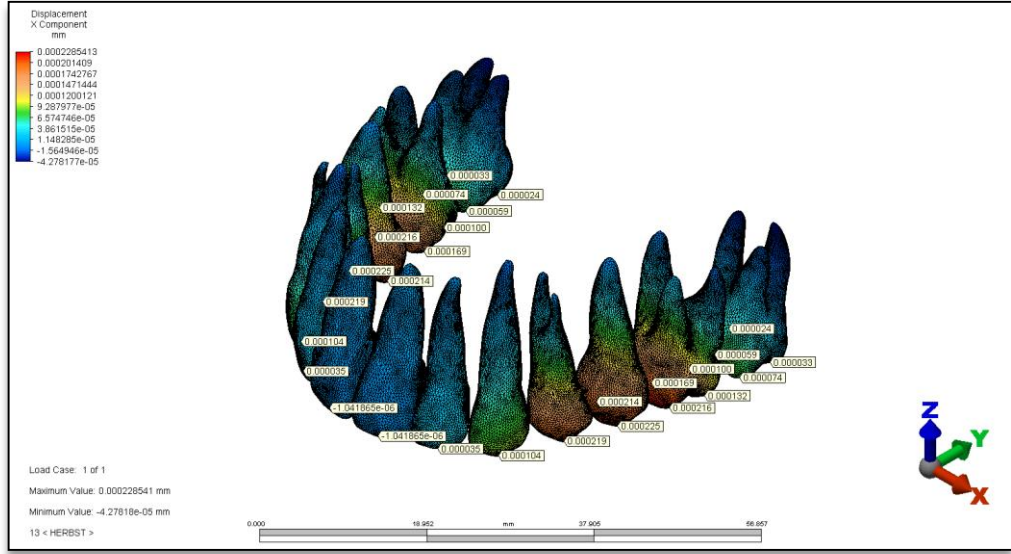
4.1.1 Herbst Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları

Analiz sonucuna göre üst çene dişlerinde sagittal (y eksen), transversal (x eksen), vertikal (z eksen) yöndeki hareketler şekil 4.1, şekil 4.2, şekil 4.3 ve çizelge 4.1’de gösterilmiştir.

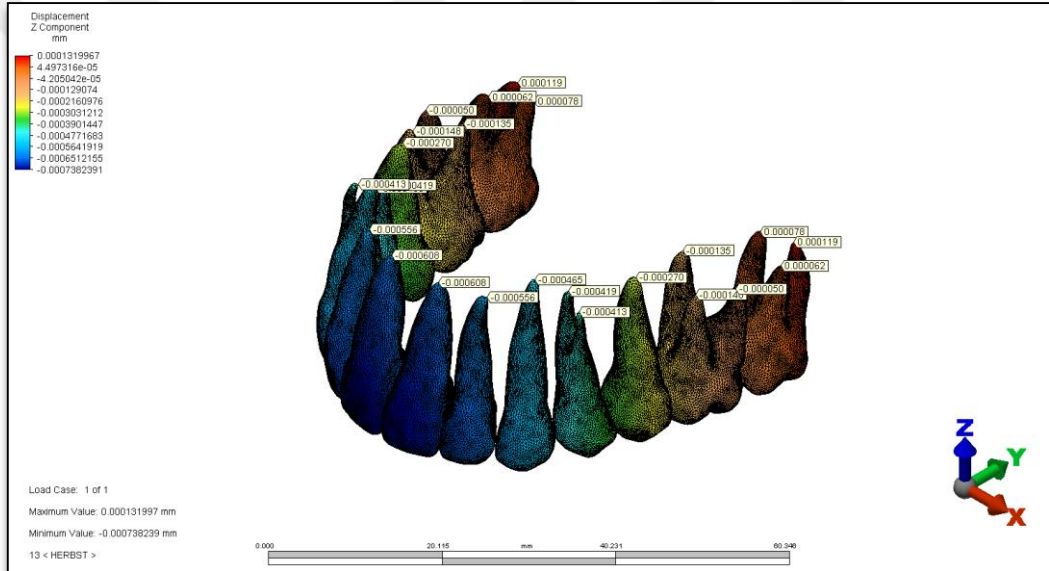
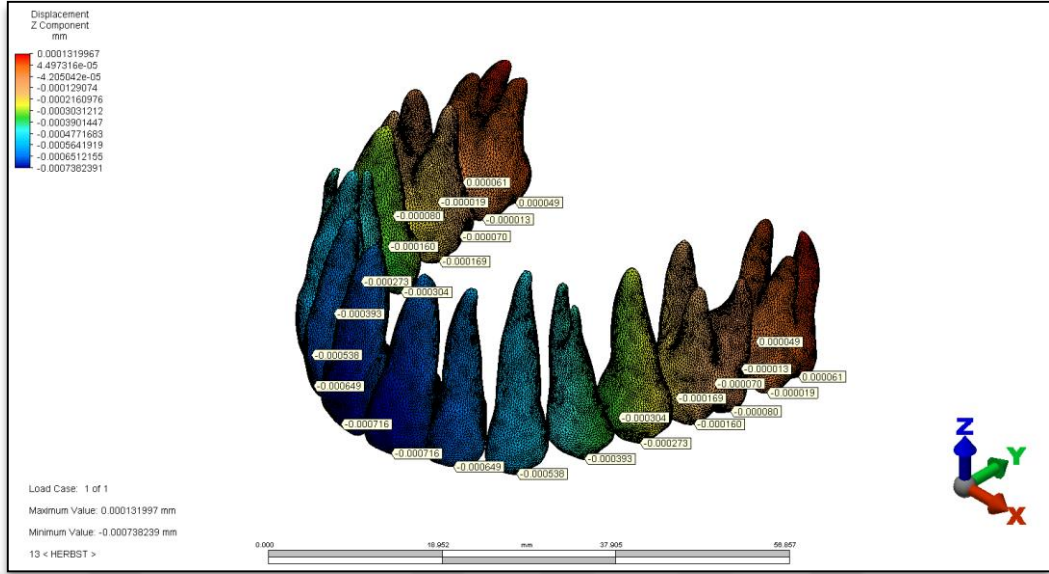
Çizelge 4.1 incelendiğinde üst dişlerin distal ve bukkal yönde hareket ettiği görülmektedir. Distal yönde hareketin en çok maksiller birinci azı dişinin distobukkal tüberkülünde daha sonra ise maksiller santral dişte meydana geldiği görülmektedir. Aynı zamanda tablo incelendiğinde dişlerin insizal uçlarında ve okluzal tüberkül tepelerinde oluşan distal yöndeki hareket apekslerde oluşan hareketlerden daha fazladır. Bu durum bize apareyin dişlerde distal yönde tipping hareketine sebep olabileceğini göstermektedir.



Şekil 4.1 Herbst simülasyonunda maksiller dişlerde sagittal yönde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.2 Herbst simülasyonunda maksiller dişlerde transversal yönde oluşan yer değiştirme miktarı



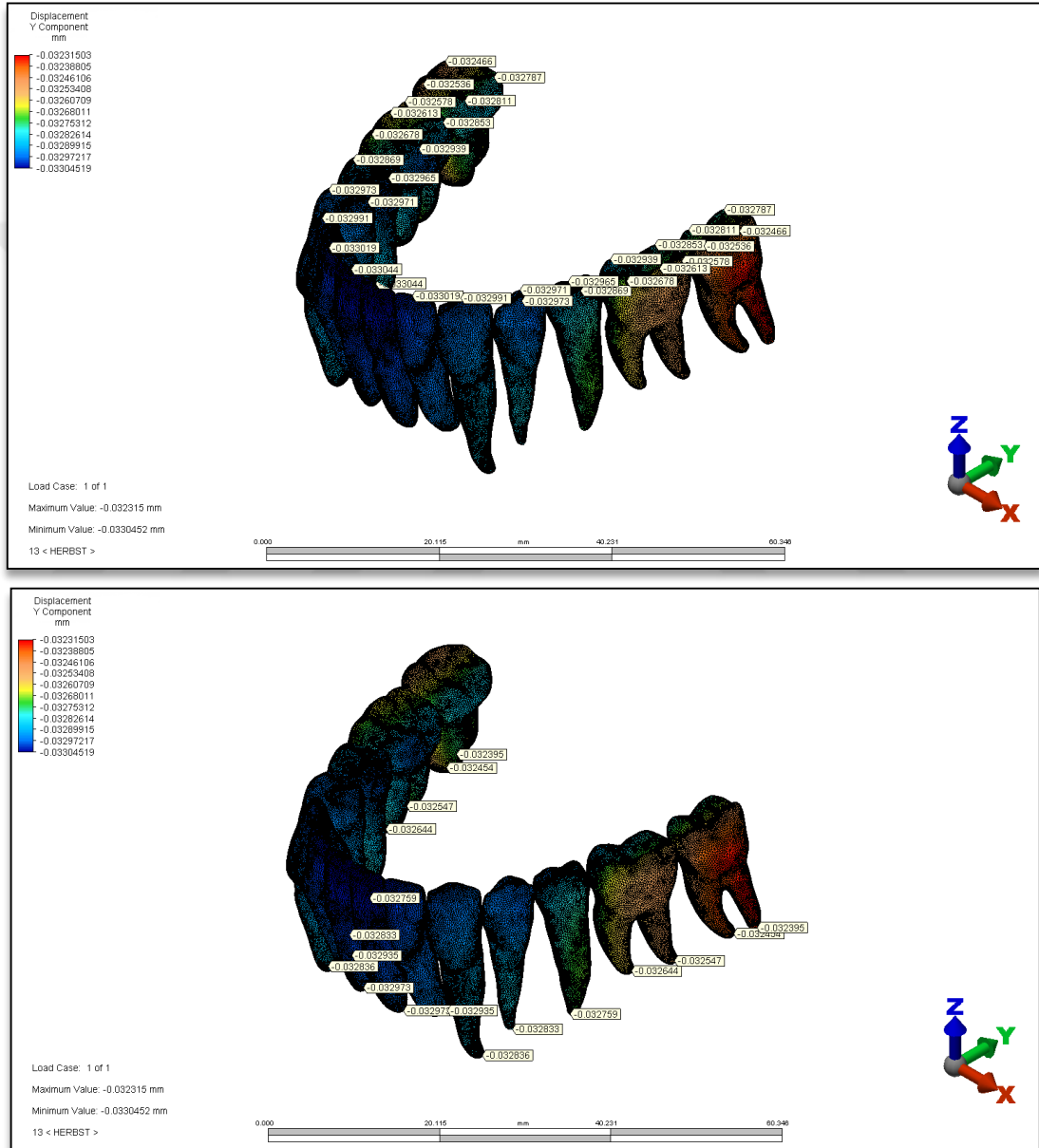
Şekil 4.3 Herbst simülasyonunda maksiller dişlerde vertikal yönde oluşan yer değiştirme miktarı

Çizelge 4.1 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde 3 yönde oluşan yer değiştirme miktarı

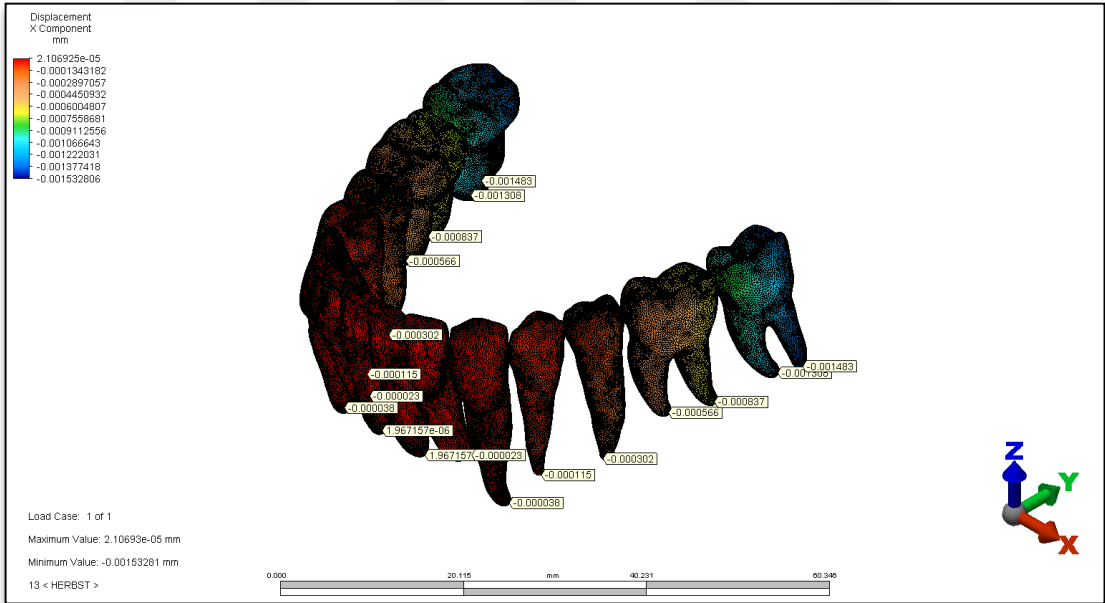
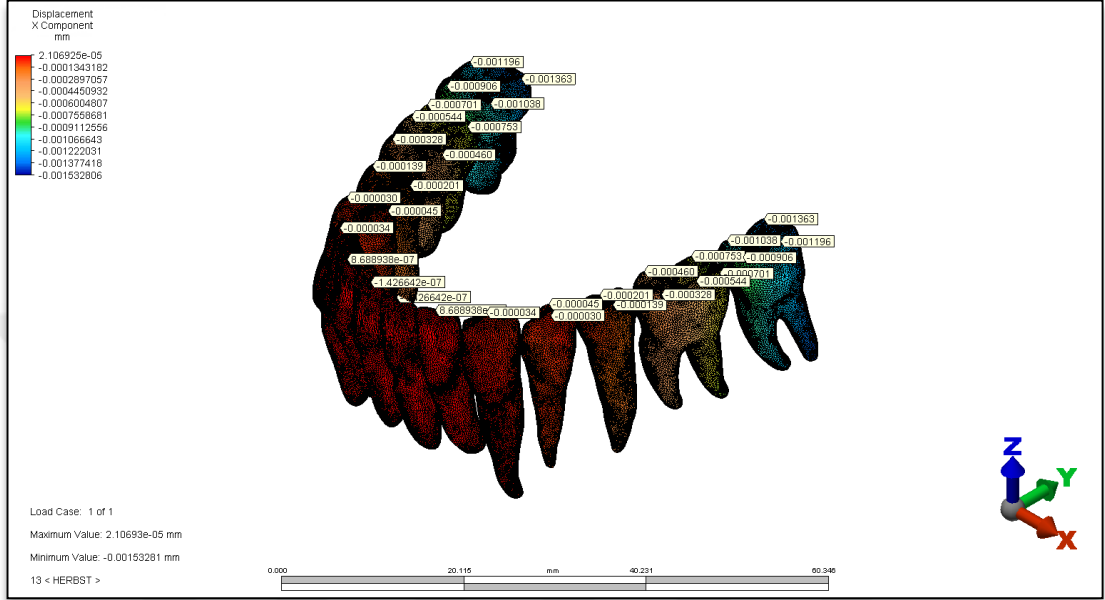
Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı(mm) (sagittal yönde)	Yer değiştirme miktarı(mm) (transversal yönde)	Yer değiştirme miktarı(mm) (vertikal yönde)
Santral	Kesici kenar	0,000900	-0,000001	-0,000716
	Apeks	0,000460	0,000004	-0,000608
Lateral	Kesici kenar	0,000873	0,000035	-0,000649
	Apeks	0,000466	0,000002	-0,000556
Kanin	Kesici kenar	0,000863	0,000104	-0,000538
	Apeks	0,000427	-0,000012	-0,000465
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000867	0,000219	-0,000393
	Palatinal tüberkül	0,000830	0,000204	-0,000391
	Bukkal apeks	0,000492	-0,000002	-0,000413
	Palatinal apeks	0,000471	-0,000004	-0,000419
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000873	0,000225	-0,000273
	Palatinal tüberkül	0,000837	0,000214	-0,000304
	Apeks	0,000461	-0,000006	-0,000270
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,000898	0,000216	-0,000160
	Distobukkal tüberkül	0,000923	0,000132	-0,000080
	Meziopalatinal tüberkül	0,000838	0,000169	-0,000169
	Distopalatinal tüberkül	0,000850	0,000100	-0,000070
	Meziobukkal apeks	0,000542	0,000011	-0,000140
	Distobukkal apeks	0,000565	-0,000012	-0,000050
	Palatinal apeks	0,000457	-0,000014	-0,000135
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,000888	0,000074	-0,000019
	Distobukkal tüberkül	0,000889	0,000033	0,000061
	Meziopalatinal tüberkül	0,000844	0,000059	-0,000013
	Distopalatinal tüberkül	0,000813	0,000024	0,000049
	Meziobukkal apeks	0,000594	-0,000021	0,000062
	Distobukkal apeks	0,000564	-0,000042	0,000119
	Palatinal apeks	0,000531	-0,000040	0,000078

Analiz sonucuna göre alt çene dişlerinde sagittal (y eksen), transversal (x eksen), vertikal (z eksen) yöndeki hareketler şekil 4.4, şekil 4.5, şekil 4.6 ve çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

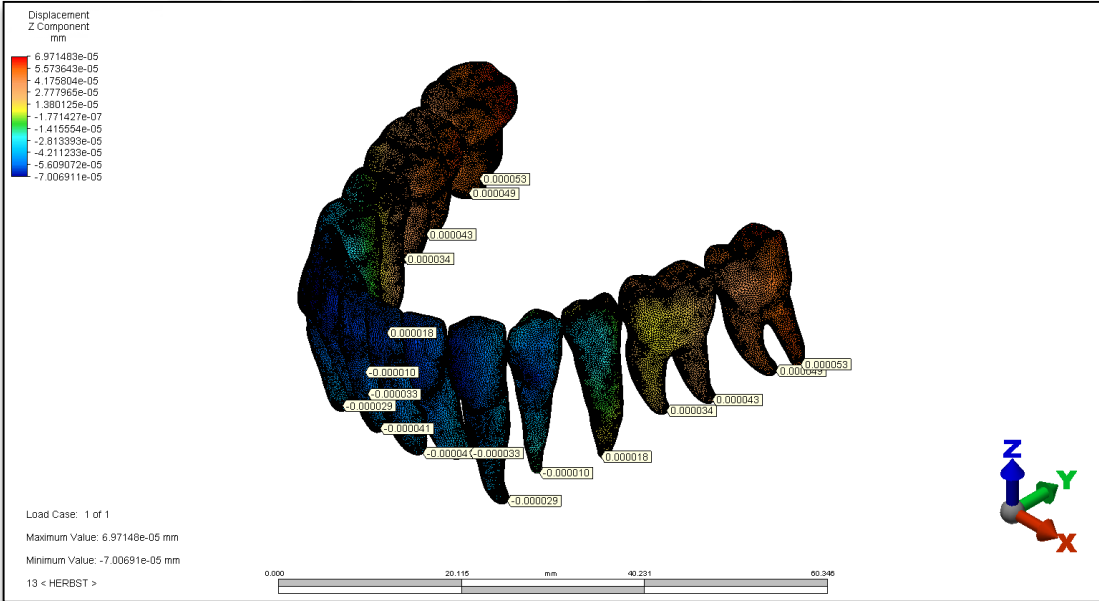
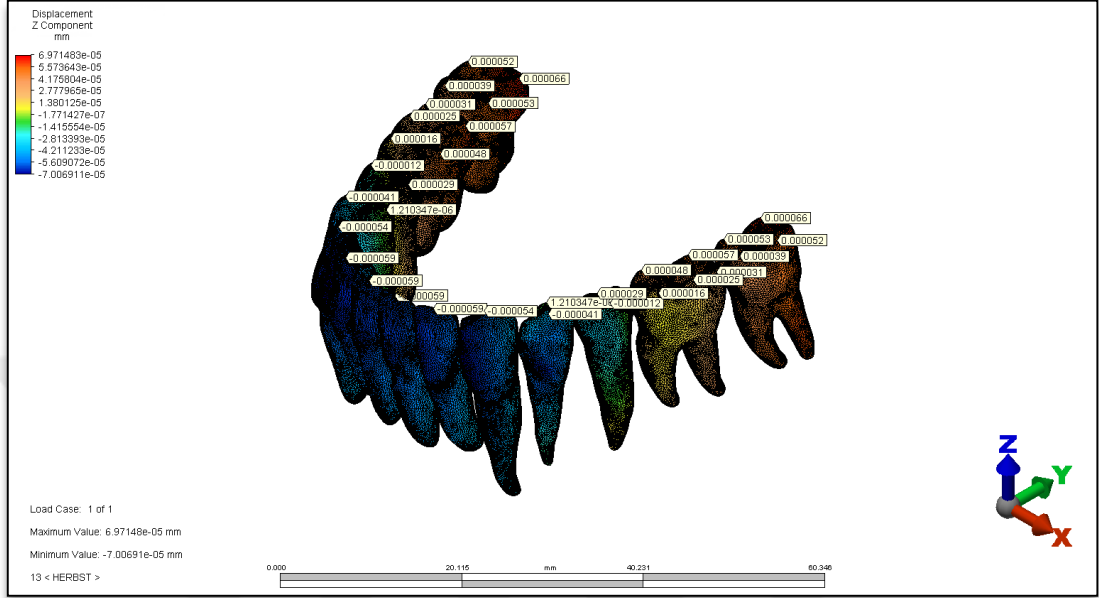
Çizelge 4.2 incelendiğinde alt çene dişlerinin mezial ve lingual yönde hareket ettikleri görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre en çok hareket santral dişlerde oluşmuştur. Üst çenedeki dişlerdeki gibi alt çenedeki dişlerde de insizal kenarlarda ve tüberkül tepelerinde oluşan sagittal yöndeki hareket apekslerde oluşan hareketten fazladır. Yani Herbst apareyi alt çene dişlerinde mesial tipinge sebep olur.



Şekil 4.4 Herbst simülasyonunda mandibular dişlerde sagittal yönde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.5 Herbst simülasyonunda mandibular dişlerde transversal yönde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.6 Herbst simülasyonunda mandibular dişlerde vertikal yönde oluşan yer değiştirme miktarı

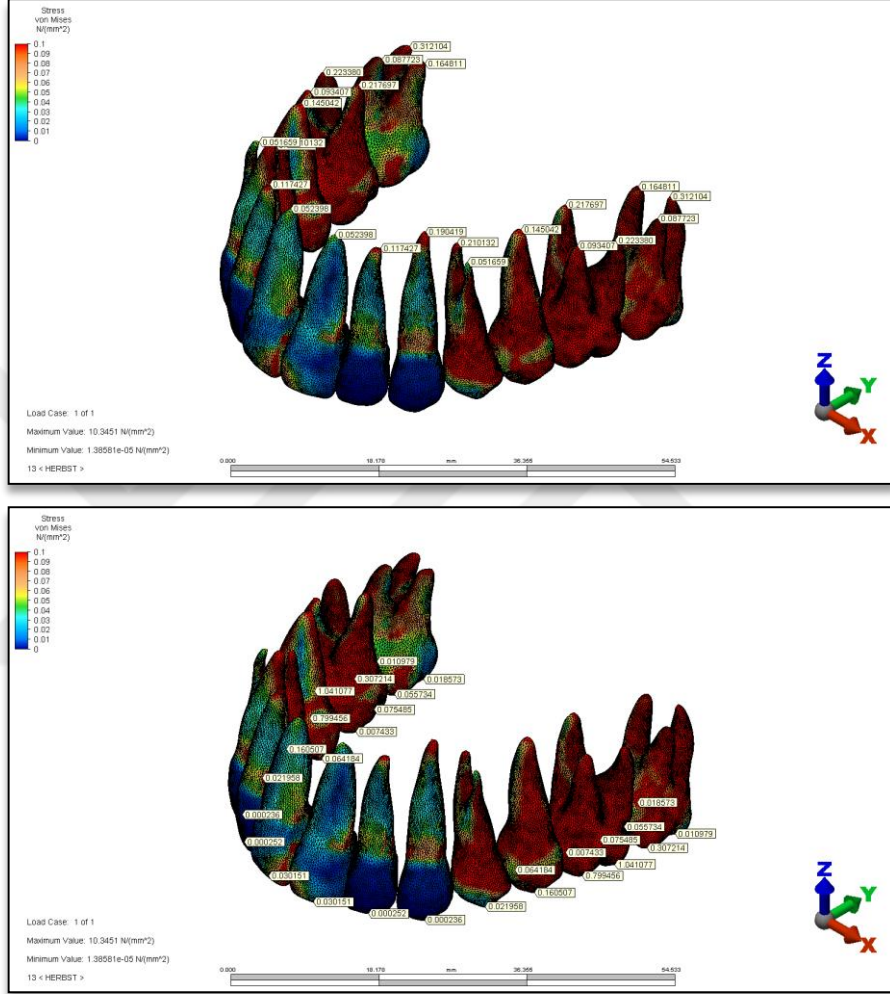
Çizelge 4.2 Herbst simülasyonunda mandibular dişlerde 3 yönde oluşan yer değiştirme miktarı

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı(mm) (sagittal yönde)	Yer değiştirme miktarı(mm) (transversal yönde)	Yer değiştirme miktarı(mm) (vertikal yönde)
Santral	Kesici kenar	-0.033044	-0.00000014	-0.000059
	Apeks	-0.032973	0.000002	-0.000041
Lateral	Kesici kenar	-0.033019	0.00000086	-0.000059
	Apeks	-0.032935	-0.000023	-0.000033
Kanin	Kesici kenar	-0.032991	-0.000034	-0.000054
	Apeks	-0.032836	-0.000038	-0.000029
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	-0.032973	-0.000030	-0.000041
	Palatinal tüberkül	-0.032971	-0.000045	0.0000012
	Apeks	-0.032833	-0.000115	-0.000010
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	-0.032869	-0.000139	-0.000012
	Palatinal tüberkül	-0.032965	-0.000201	0.000029
	Apeks	-0.032759	-0.000302	0.000018
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0.032678	-0.000328	0.000016
	Distobukkal tüberkül	-0.032613	-0.000544	0.000025
	Meziopalatinal tüberkül	-0.032939	-0.000460	0.000048
	Distopalatinal tüberkül	-0.032853	-0.000753	0.000057
	Mezial apeks	-0.032644	-0.000566	0.000034
	Distal apeks	-0.032547	-0.000837	0.000043
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0.032536	-0.000906	0.000039
	Distobukkal tüberkül	-0.032466	-0.001196	0.000052
	Meziopalatinal tüberkül	-0.032811	-0.001038	0.000053
	Distopalatinal tüberkül	-0.032787	-0.001363	0.000066
	Mezial apeks	-0.032454	-0.001308	0.000049
	Distal apeks	-0.032395	-0.001483	0.000053

4.1.2 Herbst Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları

Üst çene dişlerinde oluşan Von Mises stres değerleri çizelge 4.3’de gösterilmiştir. Çizelge incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin üst birinci azı dişinin distobukkal tüberkülünde olduğu görülmektedir. Şekil 4.7 incelendiğinde ise stres değerinin

arttığı kırmızı alanlar daha çok Herbst apareyinin bağlandığı premolar ve molar dişlerinde görülürken kanin ve keser dişlerinde mavi bölgelerin arttığını yani stresin azaldığını görmekteyiz.

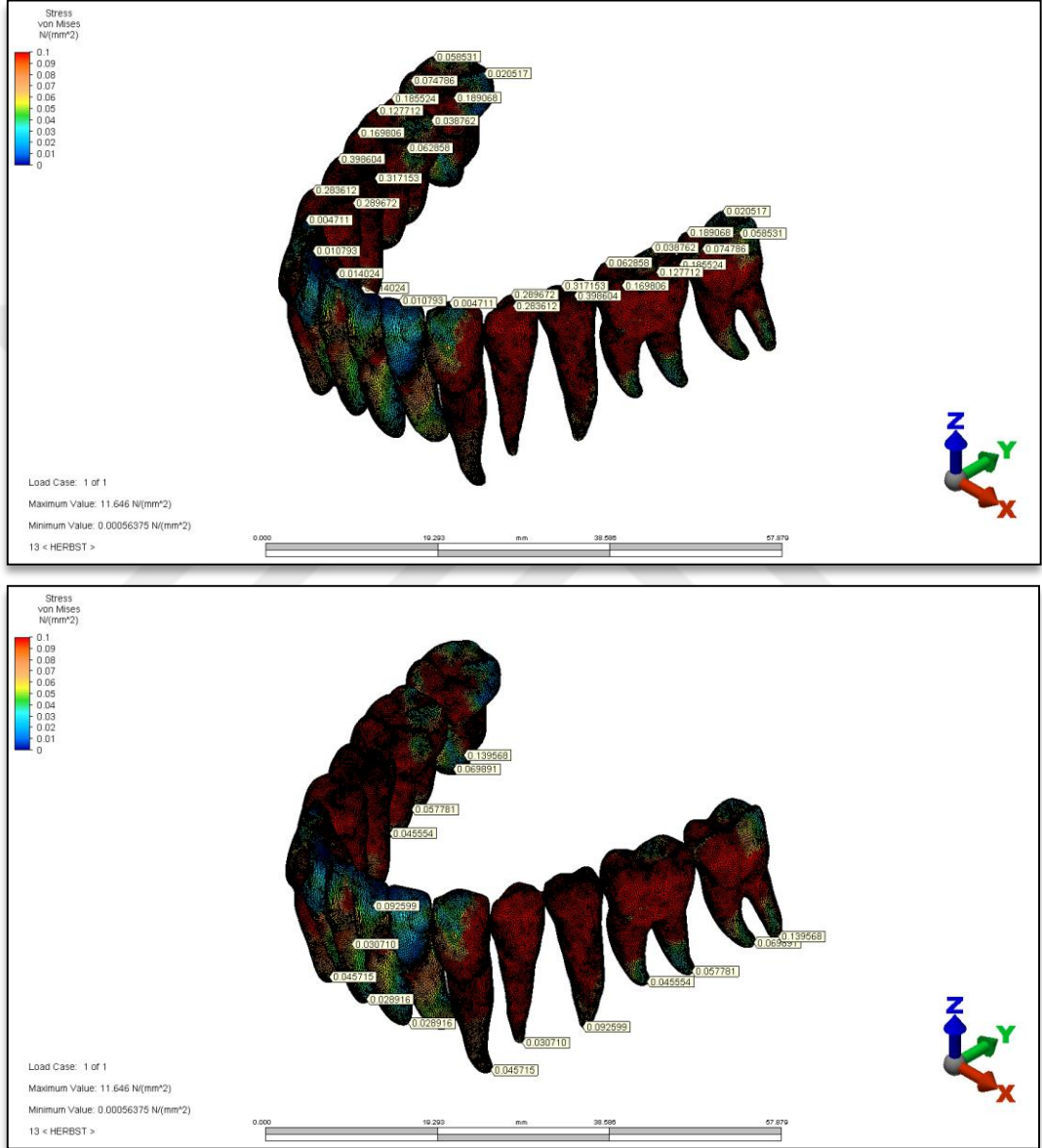


Şekil 4.7 Herbst simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

Çizelge 4.3 Herbst simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Von Mises stres değeri(N/mm²)
Santral	Kesici kenar	0,030151
	Apeks	0,052398
Lateral	Kesici kenar	0,000252
	Apeks	0,117427
Kanin	Kesici kenar	0,000236
	Apeks	0,190419
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,021958
	Palatinal tüberkül	0,020936
	Bukkal apeks	0,051659
	Palatinal apeks	0,210132
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,160507
	Palatinal tüberkül	0,064184
	Apeks	0,145042
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,799456
	Distobukkal tüberkül	1,041077
	Meziopalatinal tüberkül	0,007433
	Distopalatinal tüberkül	0,075485
	Meziobukkal apeks	0,093407
	Distobukkal apeks	0,223380
	Palatinal apeks	0,217697
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,307214
	Distobukkal tüberkül	0,010979
	Meziopalatinal tüberkül	0,055734
	Distopalatinal tüberkül	0,018573
	Meziobukkal apeks	0,087723
	Distobukkal apeks	0,312104
	Palatinal apeks	0,164811

Alt çene dişlerinde oluşan Von Mises stres değerleri çizelge 4.4’de verilmiştir. Çizelgeye göre en çok stres ikinci premolarda görülmüş onu birinci premolar takip etmiştir. Şekil 4.8 incelendiğinde ise üst çene dişleri gibi alt çenede de Herbst apareyinin bağlandığı dişlerde stres birikiminin fazla olduğu ve kanin dişinin mezialinden itibaren stres birikiminin azaldığı görülmektedir.

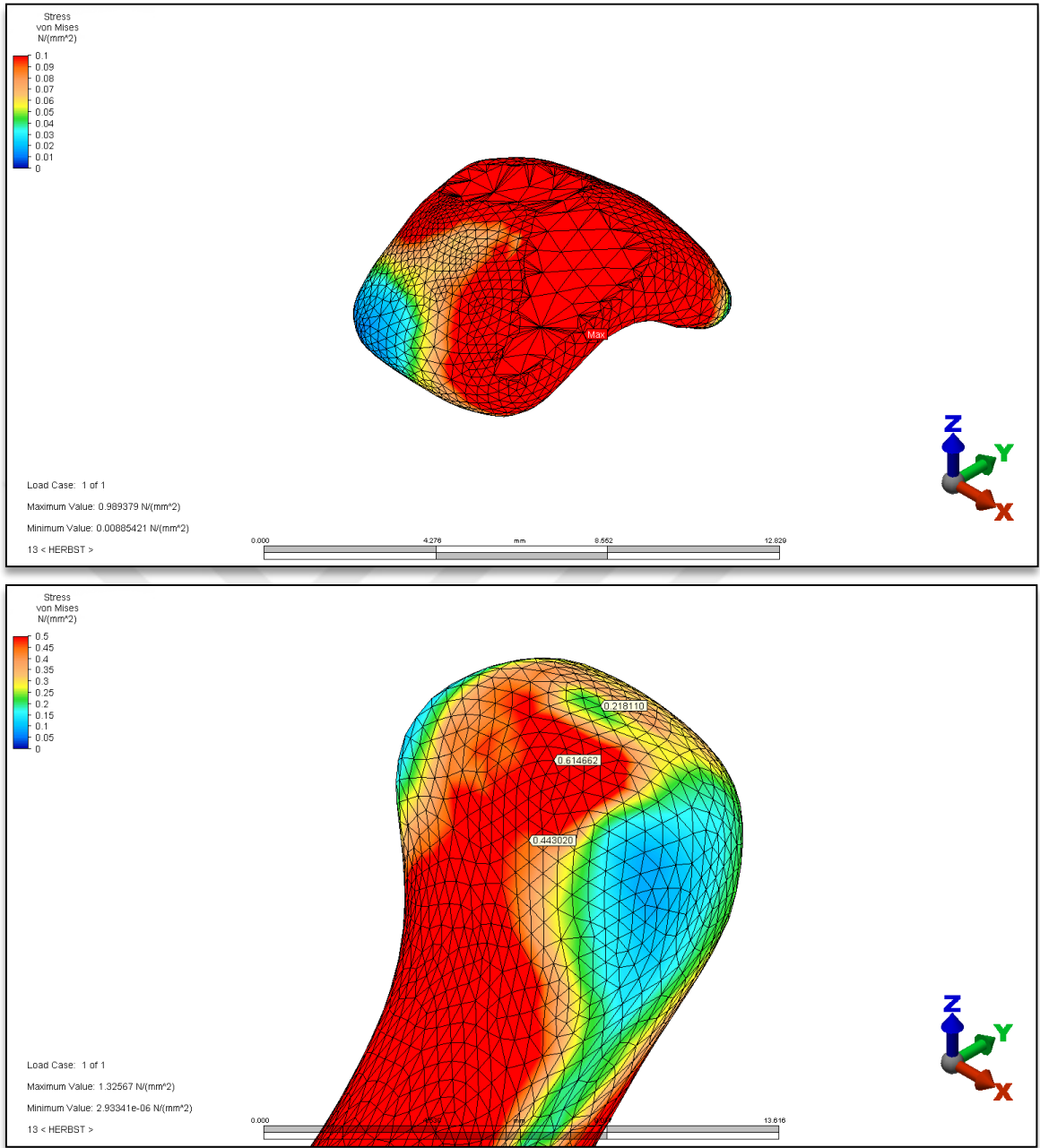


Şekil 4.8 Herbst simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

Çizelge 4.4 Herbst simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

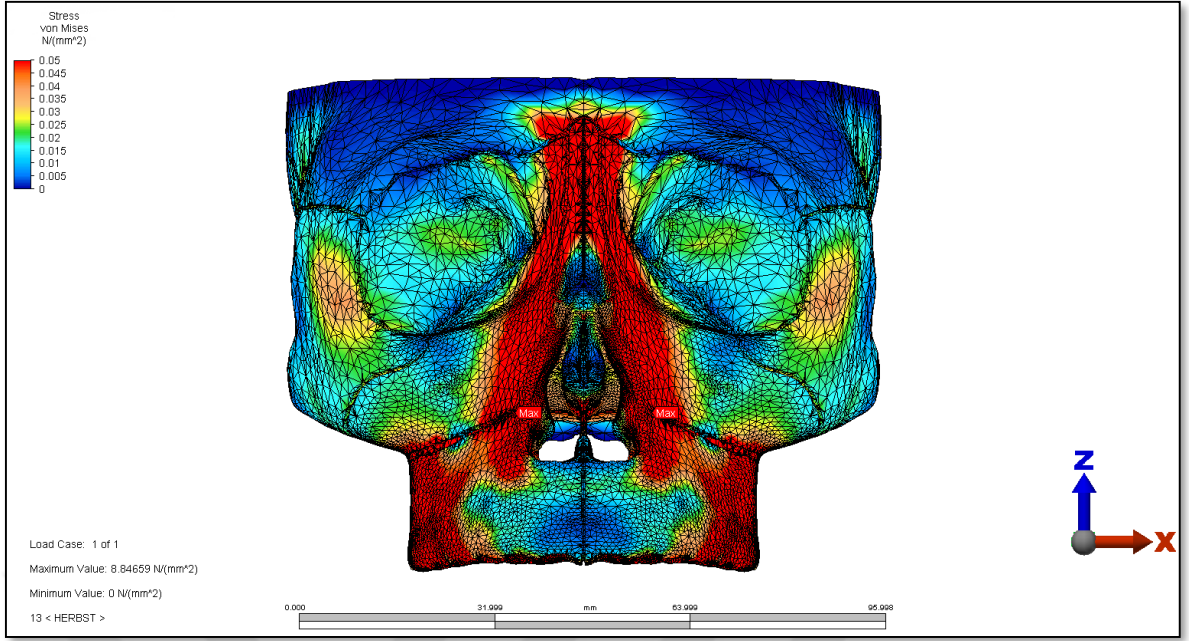
Dişler	Seçilen düğüm noktası	Von Mises stres değeri (N/mm²)
Santral	Kesici kenar	0,014024
	Apeks	0,028916
Lateral	Kesici kenar	0,010973
	Apeks	0,030710
Kanin	Kesici kenar	0,004711
	Apeks	0,045715
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,283612
	Palatinal tüberkül	0,289672
	Apeks	0,030710
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,398604
	Palatinal tüberkül	0,317153
	Apeks	0,092599
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,169806
	Distobukkal tüberkül	0,127712
	Meziopalatinal tüberkül	0,062858
	Distopalatinal tüberkül	0,038762
	Mezial apeks	0,045554
	Distal apeks	0,057781
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,074786
	Distobukkal tüberkül	0,058531
	Meziopalatinal tüberkül	0,189068
	Distopalatinal tüberkül	0,020517
	Mezial apeks	0,069891
	Distal apeks	0,139568

Eklem diskinde ve kondilde oluşan Von Mises stres değerleri şekil 4.9’da gösterilmiştir. Şekil incelendiğinde Herbst simülasyonunda Von Mises stres birikiminin eklem diskinde en fazla anterior eğimin distal kısmında olduğu görülmektedir. Ayrıca diskin tepe noktası ve anterior ve posterior eğimlerinde de kırmızı renkte gösterildiği gibi stres miktarı artmıştır. Kondilde ise Von Mises stres miktarının kondil tepesinin anterior eğiminde arttığı kırmızı renk ile gösterilmektedir.



Şekil 4.9 Herbst simülasyonunda disk ve kondilde oluşan Von Mises stres değerleri

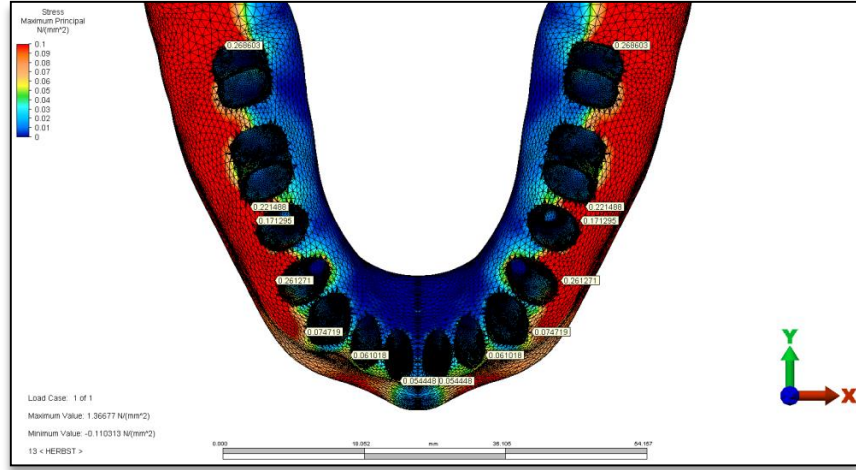
Maksillada oluşan Von Mises gerilmesi şekil 4.10'da gösterilmiştir. Von Mises gerilmeleri şekilde görüldüğü gibi dişlerin bağlandığı bölgeler olan posterior bölgelerde artmıştır. Maksimum Von Mises gerilme değeri zigomatikomaksiller sutureda oluşmuştur.



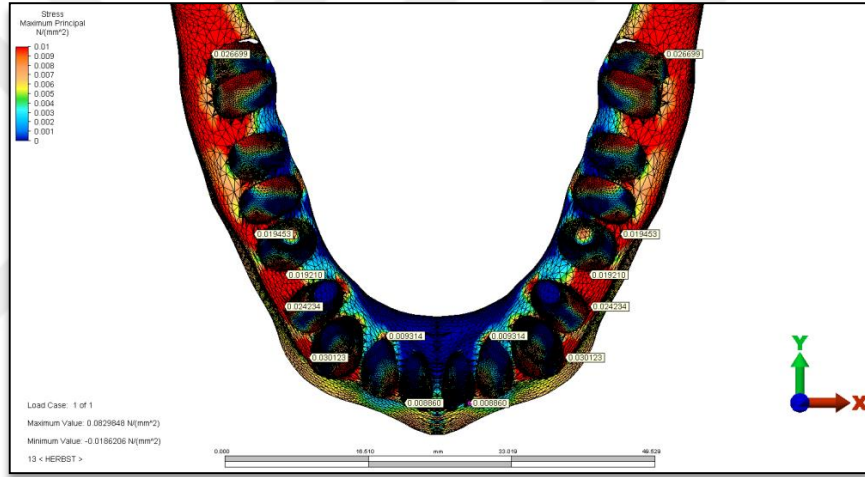
Şekil 4.10 Maksillada oluşan Von Mises stres değerleri

4.1.3 Herbst Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

Şekil 4.11 incelendiğinde mandibulada kortikal kemikte maksimum asal gerilmenin yani çekme gerilimlerinin dişlerin distal yüzeyinde daha fazla olduğu görülmektedir. Şekil 4.12 incelendiğinde ise mandibulada spongiyöz kemikte maksimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte olduğu gibi dişlerin distal kısmında daha fazla olduğu görülmektedir. Ayrıca mandibulada kortikal ve spongiyöz kemikte maksimum asal gerilme alanları kemiğin bukkal kısmında daha fazla iken lingual kısımlarında daha azdır.

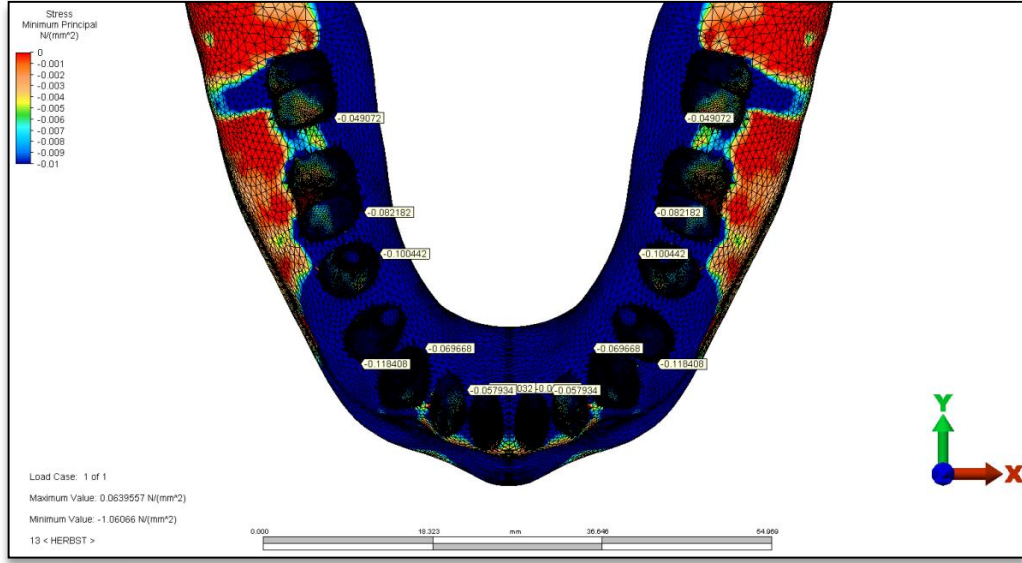


Şekil 4.11 Herbst simülasyonunda mandibular kortikal kemikte maksimum asal gerilme alanları

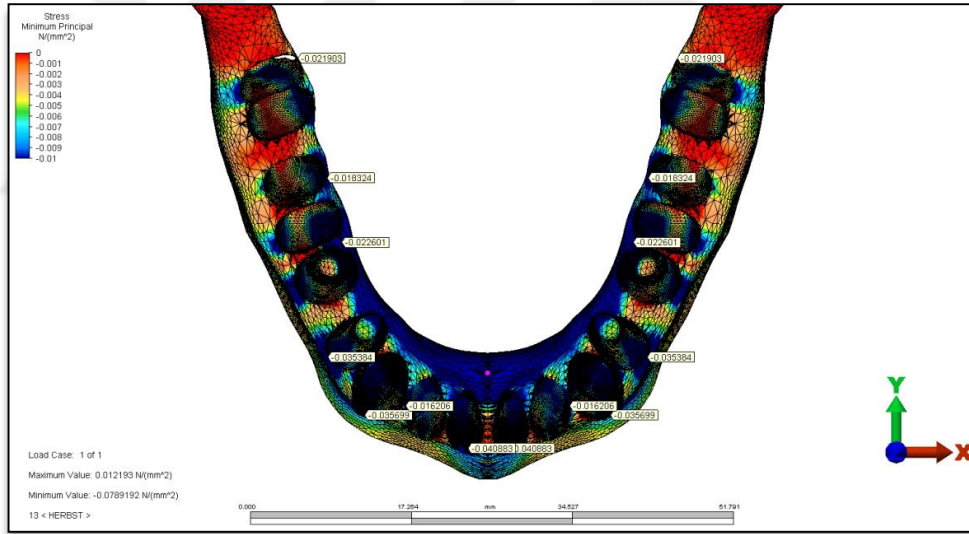


Şekil 4.12 Herbst simülasyonunda mandibular spongioz kemikte maksimum asal gerilme alanları

Şekil 4.13 incelendiğinde mandibular kortikal kemikte minimum asal gerilme yani basma gerilimi dişlerin daha çok meziallerinde oluşmuştur. Şekil 4.14 incelendiğinde ise mandibulada spongiyoz kemikte minimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte olduğu gibi dişlerin mezial kısımlarında daha fazla olduğu görülmektedir. Ayrıca mandibulada kortikal ve spongioz kemikte minimum asal gerilme alanları kemiğin lingual kısımlarında daha fazlayken bukkal kısımlarında daha azdır.

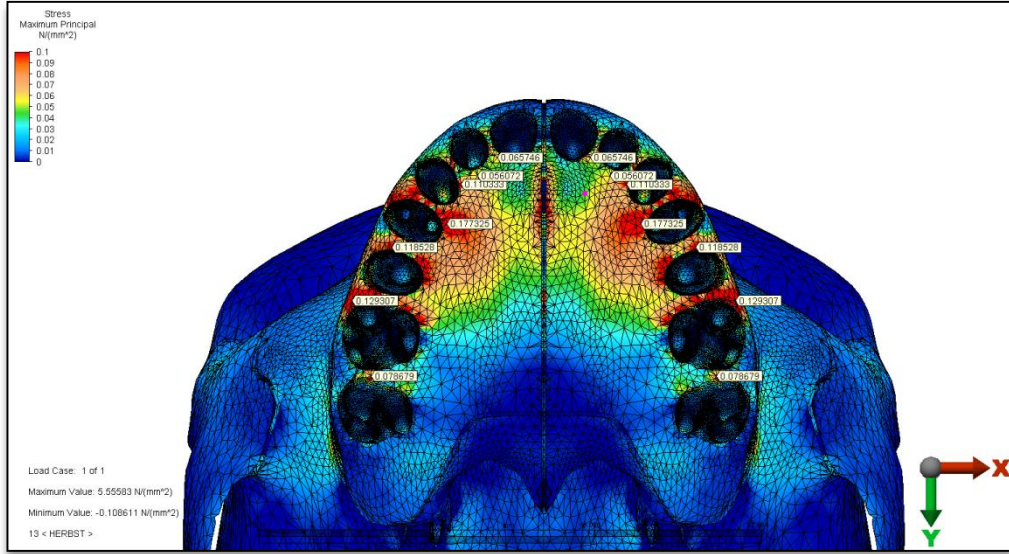


Şekil 4.13 Herbst simülasyonunda mandibular kortikal kemikte minimum asal gerilme alanları

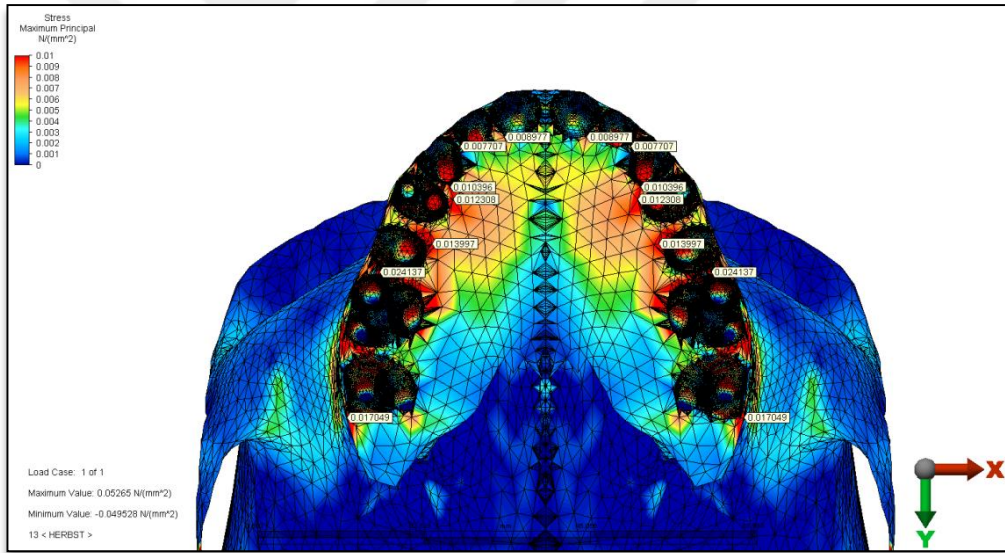


Şekil 4.14 Herbst simülasyonunda mandibular spongiöz kemikte minimum asal gerilme alanları

Şekil 4.15 incelendiğinde maksilla kortikal kemikte maksimum asal gerilmenin yani çekme gerilmelerinin dişlerin mezial yüzeylerinde daha fazla olduğu görülmektedir. Şekil 4.16 incelendiğinde ise maksilla spongiyöz kemikte maksimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte olduğu gibi dişlerin mezial kısımlarında daha fazla oluştuğu görülmektedir.

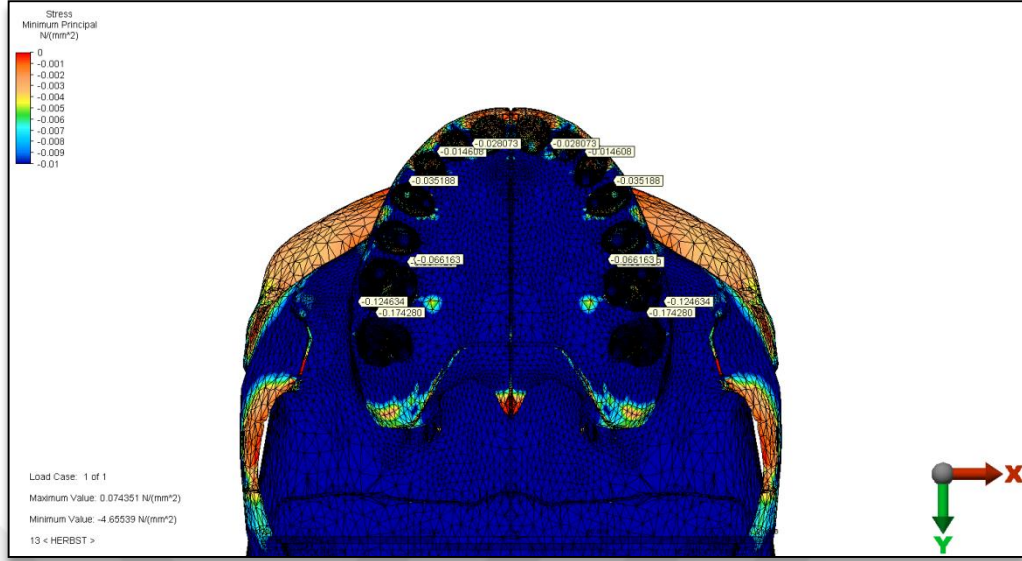


Şekil 4.15 Herbst simülasyonunda maksiller kortikal kemikte maksimum asal gerilme alanları

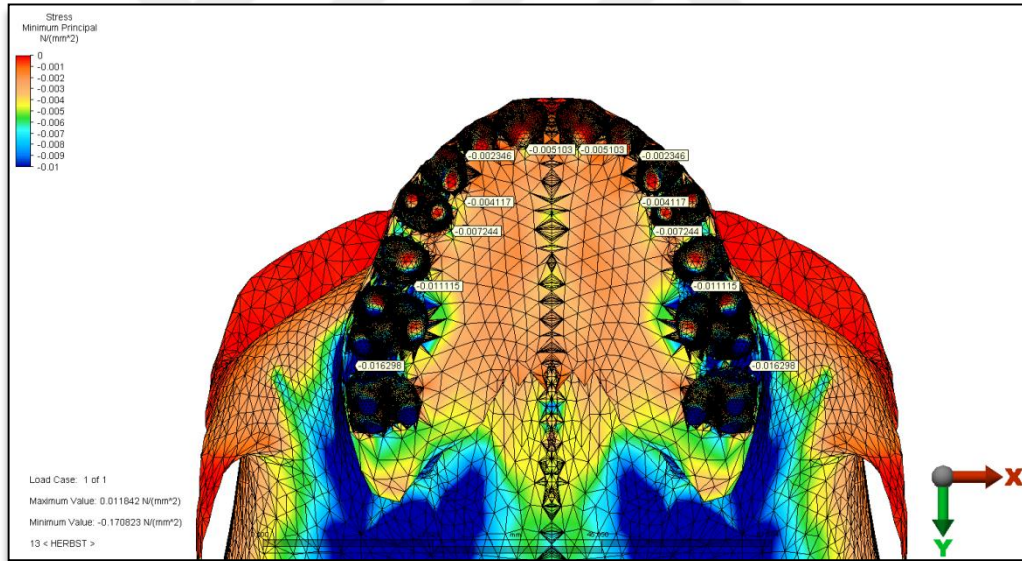


Şekil 4.16 Herbst simülasyonunda maksiller spongioz kemikte maksimum asal gerilme alanları

Şekil 4.17 incelendiğinde maksiller kortikal kemikte minimum asal gerilme yani basma gerilimi dişlerin daha çok distallerinde oluşmuştur. Şekil 4.18 incelendiğinde ise mandibulada spongiyoz kemikte minimum asal gerilmelerin kortikal kemikte oluşan gerilmelerden daha düşük olduğu ve kortikal kemikte olduğu gibi dişlerin distalinde daha fazla oluştuğu görülmektedir.



Şekil 4.17 Herbst simülasyonunda maksiller kortikal kemikte minimum asal gerilme alanları

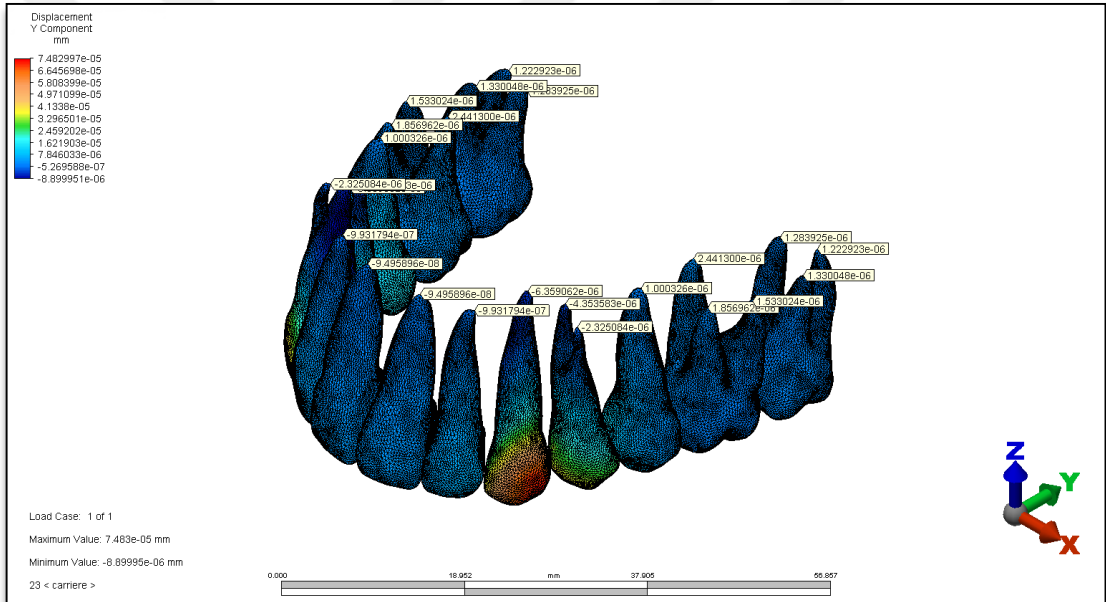
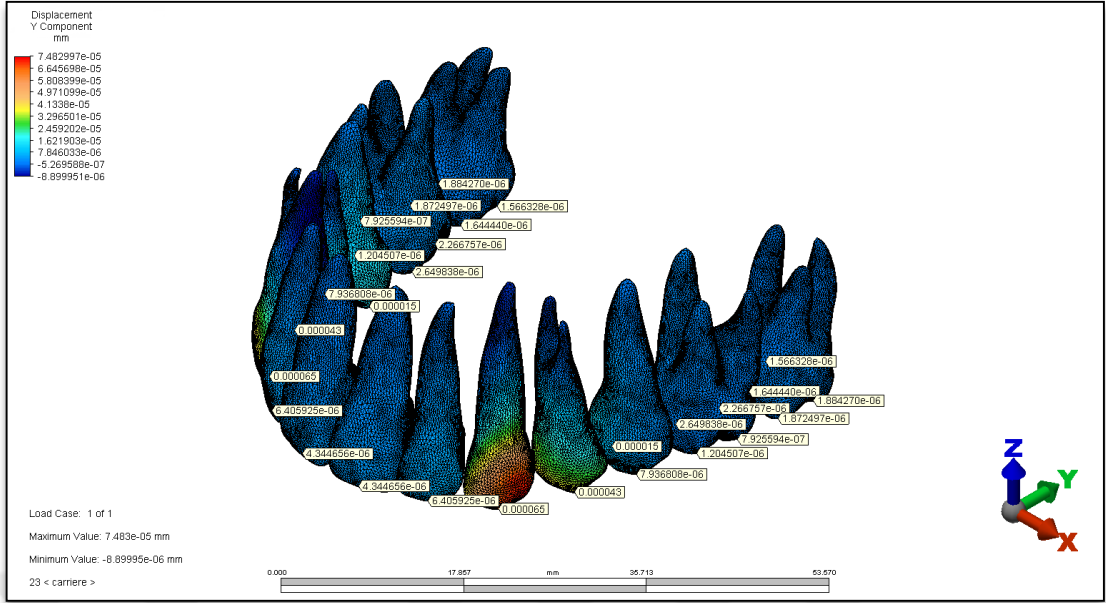


Şekil 4.18 Herbst simülasyonunda maksiller spongios kemikte minimum asal gerilme alanları

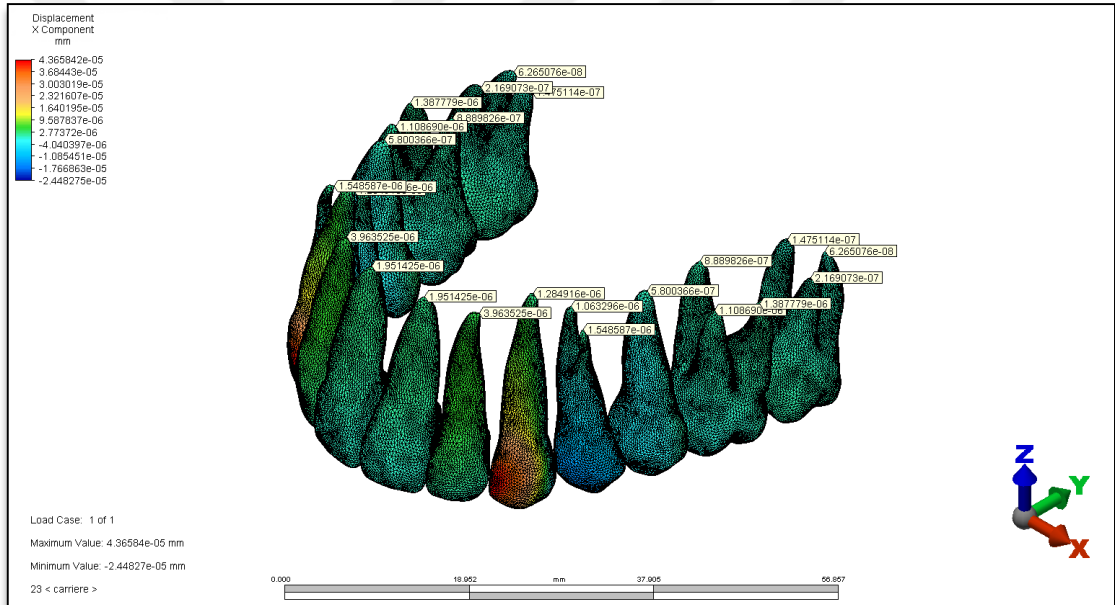
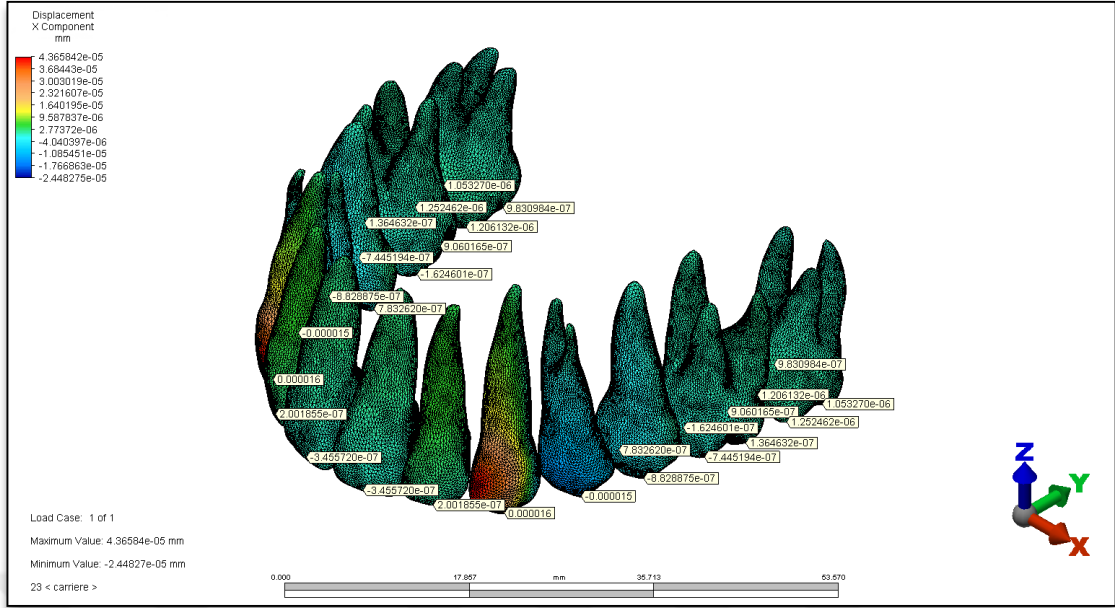
4.2 Carierre Motion Simülasyonu ile İlgili Bulgular

4.2.1 Carierre Motion Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları

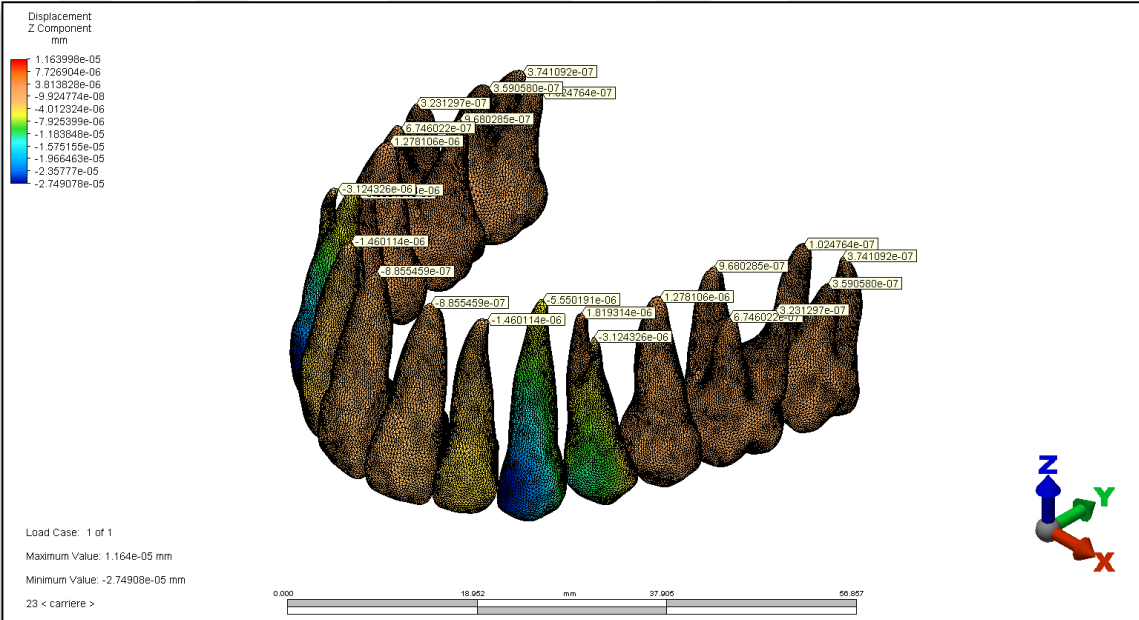
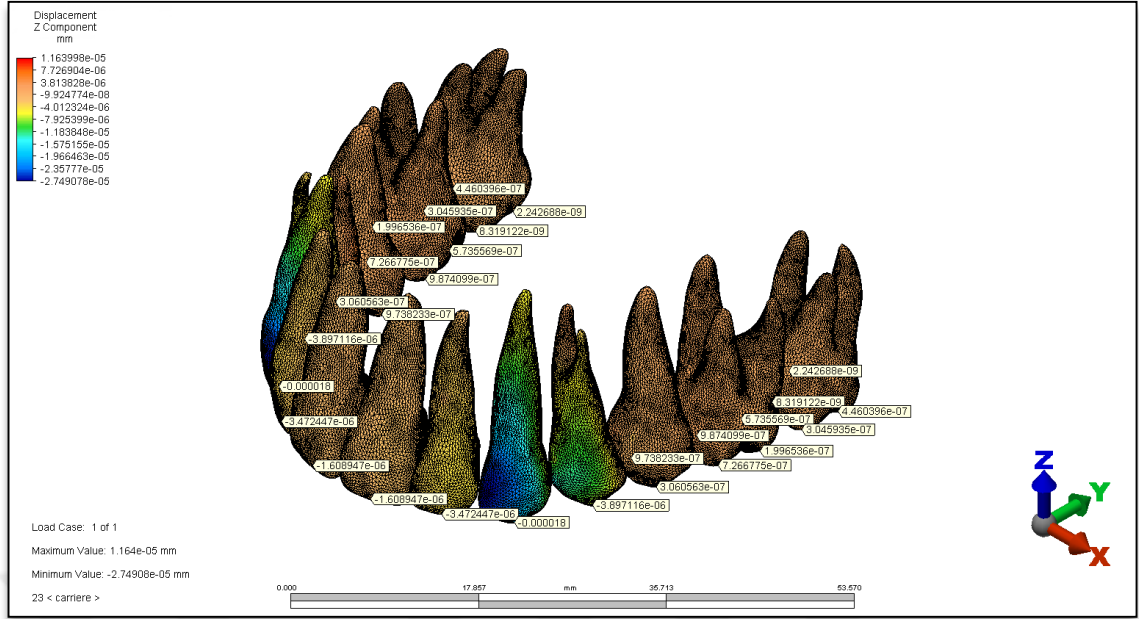
Üst çene dişlerinde sagittal, tansversal ve vertikal yönde görülen yer değiştirme miktarı şekil 4.19, şekil 4.20, şekil 4.21 ve çizelge 4.5’de gösterilmiştir. Çizelgeye göre en çok yer değiştirme kanin dişlerinde daha sonrada birinci premolar dişlerde görülmüştür. Ayrıca birinci premolar, kanin, lateral ve santral dişlerin insizal kenarları ve okluzal tüberkül tepeleri distal yönde yer değiştirme gösterirken apeksleri ise mezial yönde bir yer değiştirme göstermiştir. Bu sonuç bize bu dişlerde distal yönde bir devrilme görüldüğünü göstermektedir. Vertikal yönde ise kanin ve keser dişlerde uzama görülürken posterior dişlerde gömülme oluşmaktadır.



Şekil 4.19 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde sagittal yönde oluşan yer değiştirme miktarı



Şekil 4.20 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde transversal yönde oluşan yer değiştirme miktarı

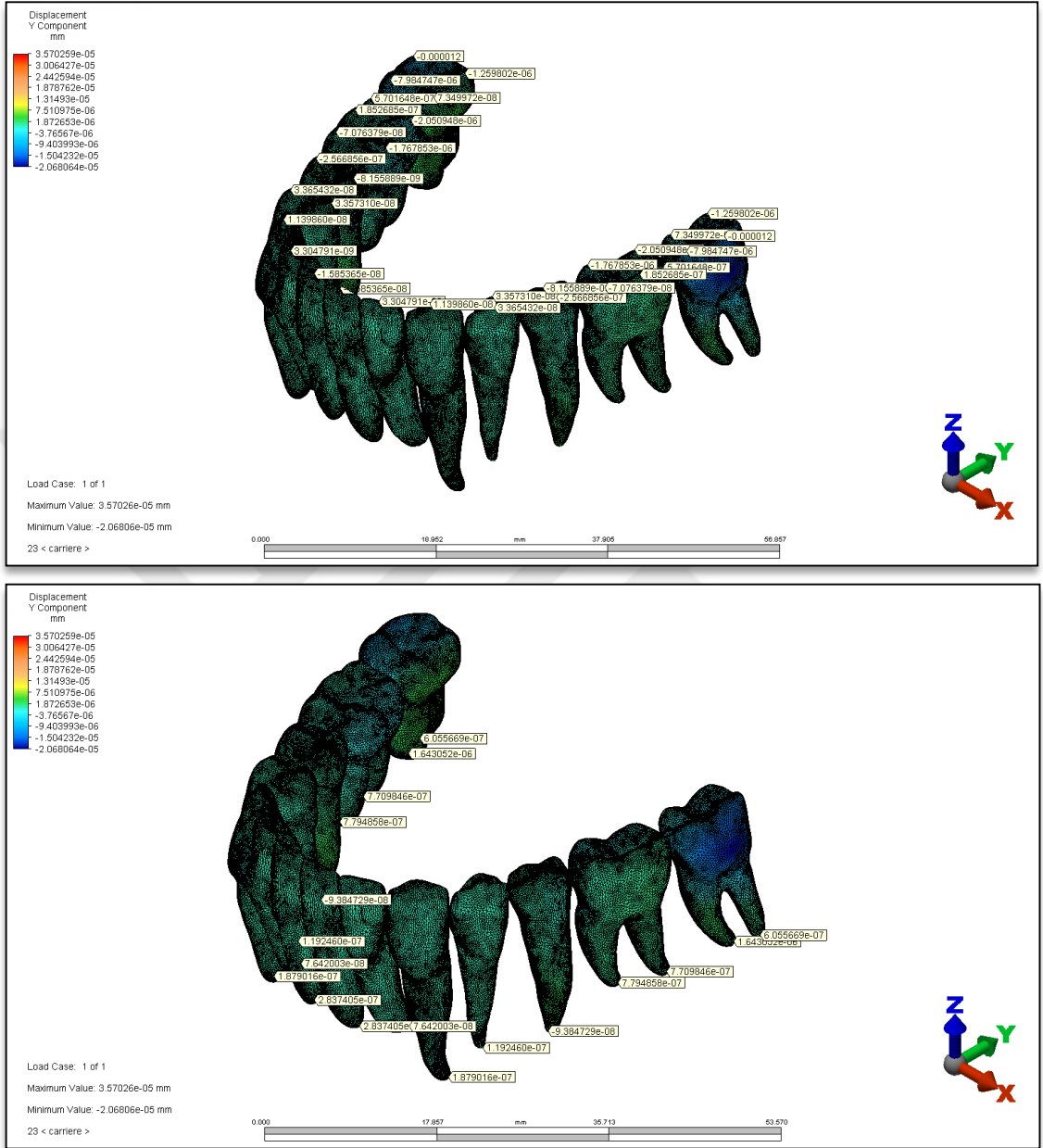


Şekil 4.21 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde vertikal yönde oluşan yer değiştirme miktarı

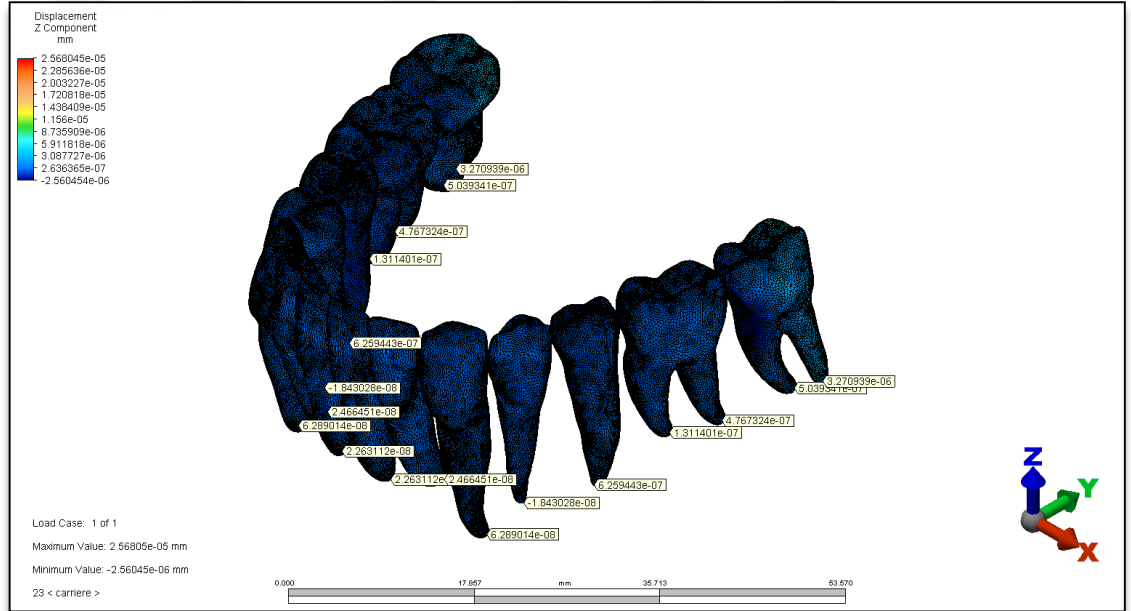
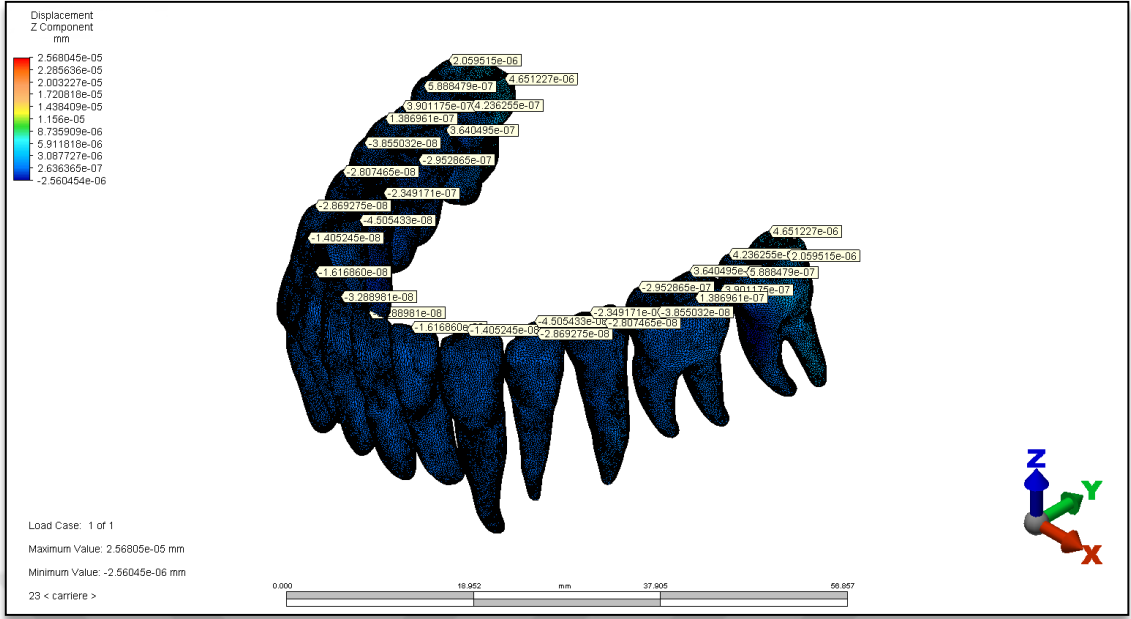
Çizelge 4.5 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde 3 yönde oluşan yer değiştirme miktarı

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı(mm) (sagittal yönde)	Yer değiştirme miktarı(mm) (transversal yönde)	Yer değiştirme miktarı(mm) (vertikal yönde)
Santral	Kesici kenar	0,000004	-0,0000003	-0,0000016
	Apeks	-0,000000094	0,000002	-0,0000009
Lateral	Kesici kenar	0,000006	0,0000002	-0,000003
	Apeks	-0,00000099	0,000004	-0,0000014
Kanin	Kesici kenar	0,000065	0,000016	-0,000018
	Apeks	-0,000006	0,000001	-0,000005
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000043	-0,000015	-0,000006
	Palatinal tüberkül	0,000038	-0,000014	-0,000001
	Bukkal apeks	-0,000002	0,0000015	-0,000003
	Palatinal apeks	-0,000004	0,000001	0,000002
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000008	-0,0000009	0,0000003
	Palatinal tüberkül	0,000015	-0,0000008	0,00000097
	Apeks	0,000001	0,0000005	0,0000012
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,0000012	-0,0000007	0,0000007
	Distobukkal tüberkül	0,0000008	0,0000001	0,0000002
	Meziopalatinal tüberkül	0,0000026	-0,0000001	0,00000098
	Distopalatinal tüberkül	0,0000022	0,0000009	0,00000057
	Meziobukkal apeks	0,0000018	0,0000011	0,0000006
	Distobukkal apeks	0,0000015	0,0000013	0,0000003
	Palatinal apeks	0,0000024	0,0000009	0,00000096
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,00000187	0,000001	0,0000003
	Distobukkal tüberkül	0,00000188	0,000001	0,0000004
	Meziopalatinal tüberkül	0,0000016	0,000001	0,000000008
	Distopalatinal tüberkül	0,0000015	0,0000009	0,000000002
	Meziobukkal apeks	0,0000013	0,0000002	0,00000035
	Distobukkal apeks	0,00000122	0,00000006	0,00000037
	Palatinal apeks	0,00000128	0,00000014	0,0000001

Alt çene dişlerinde sagittal, transversal ve vertikal yönde görülen yer değiştirme miktarı şekil 4.22, şekil 4.23, şekil 4.24 ve çizelge 4.6’da gösterilmiştir. Çizelgeye göre en çok hareket 2. molar dişte meydana gelmiştir. Ayrıca 2. molar dişte mezial taraf lingual yönde hareket ederken distal kısım bukkal yönde bir harekete uğramıştır. Bu durum bize essix aparatının ankraj için yetersiz kaldığını ve ikinci molar dişin mezio-lingual yönde devrilmeye uğradığını göstermektedir.



Şekil 4.22 Carriere Motion simülasyonunda mandibular dişlerde sagittal yönde oluşan yer değiştirme miktarı



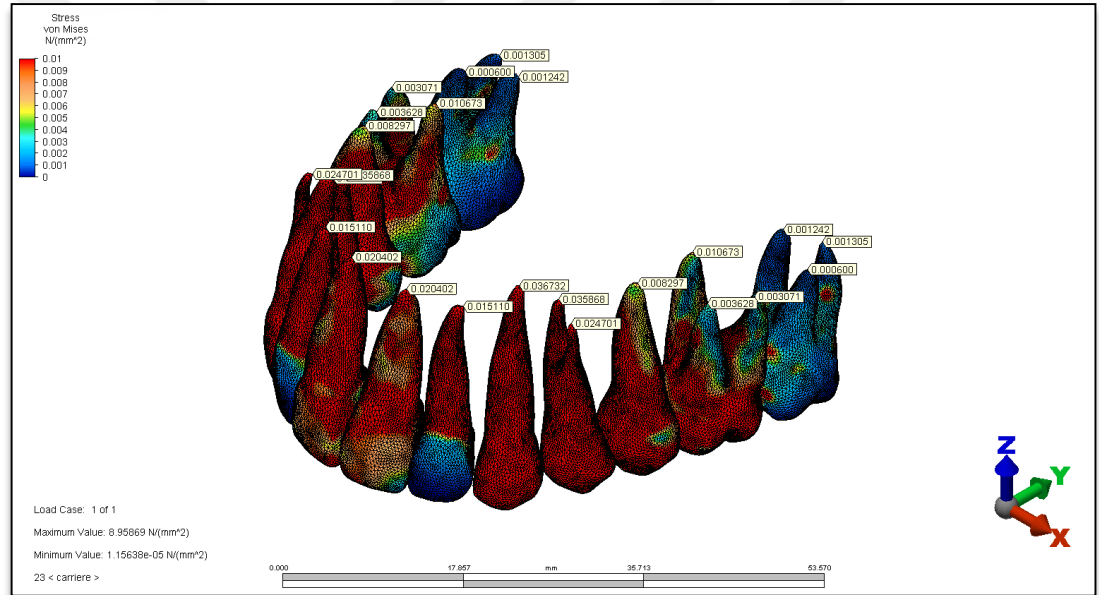
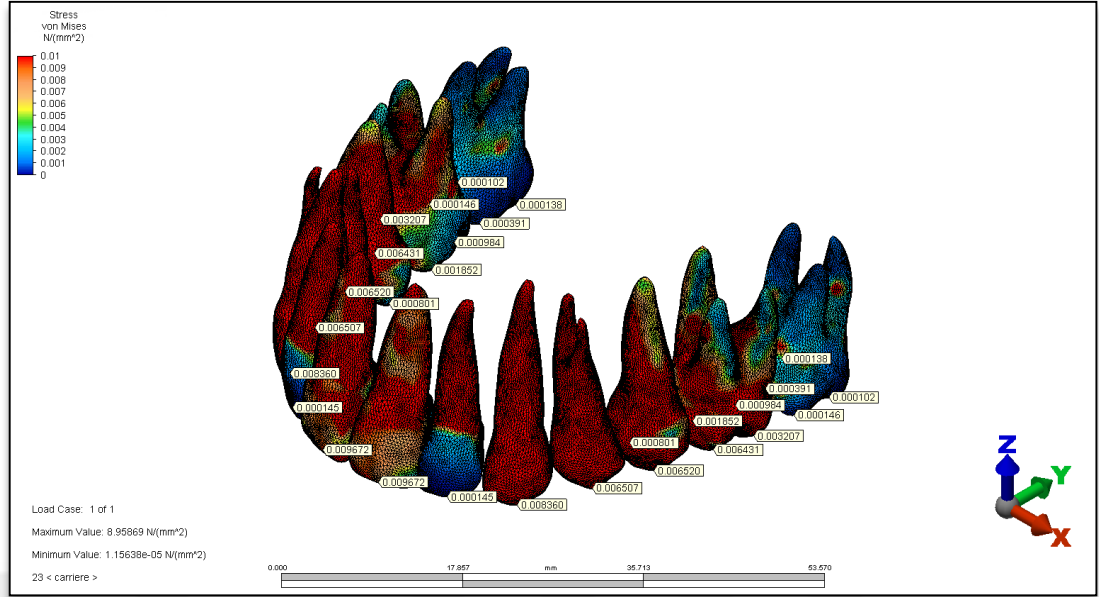
Şekil 4.24 Carriere Motion simülasyonunda mandibular dişlerde vertikal yönde oluşan yer değiştirme miktarı

Çizelge 4.6 Carriere Motion simülasyonunda mandibular dişlerde 3 yönde oluşan yer değiştirme miktarı

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı(mm) (sagittal yönde)	Yer değiştirme miktarı(mm) (transversal yönde)	Yer değiştirme miktarı(mm) (vertikal yönde)
Santral	Kesici kenar	-0,000000015	-0,0000000002	-0,000000032
	Apeks	0,000000028	-0,0000000001	0,000000026
Lateral	Kesici kenar	0,000000003	0,0000000002	-0,000000016
	Apeks	0,000000076	0,000000008	0,000000024
Kanin	Kesici kenar	0,000000001	-0,0000000002	-0,000000014
	Apeks	0,000000018	0,000000001	0,000000006
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000000036	-0,000000002	-0,000000003
	Palatinal tüberkül	0,000000035	-0,000000001	-0,000000004
	Apeks	0,000000012	0,000000001	-0,000000002
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,000000025	-0,000000018	-0,000000028
	Palatinal tüberkül	-0,000000008	0,000000005	-0,000000023
	Apeks	-0,000000009	0,000000004	0,000000006
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,000000007	0,000000008	-0,000000038
	Distobukkal tüberkül	0,000000018	-0,000000008	0,000000013
	Meziopalatinal tüberkül	-0,000000017	-0,000000007	-0,000000003
	Distopalatinal tüberkül	-0,000000002	-0,000000003	0,000000036
	Mezial apeks	0,000000078	0,000000001	0,000000001
	Distal apeks	0,000000077	-0,000000002	0,000000004
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,000000008	-0,000000001	0,000000006
	Distobukkal tüberkül	-0,000000012	0,000000002	0,000000002
	Meziopalatinal tüberkül	0,000000007	-0,000000003	0,000000004
	Distopalatinal tüberkül	-0,000000001	0,000000008	0,000000046
	Mezial apeks	0,000000016	-0,000000001	0,000000005
	Distal apeks	0,000000006	-0,000000001	0,000000003

4.2.2 Carriere Motion Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları

Carriere Motion simülasyonunda üst çene dişlerinde oluşan Von Mises stres değerleri şekil 4.25 ve çizelge 4.7’de gösterilmiştir. Şekil 4. 25 incelendiğinde Von Mises stres miktarının en çok kanin ve premolar dişlerinde olduğu görülmektedir.

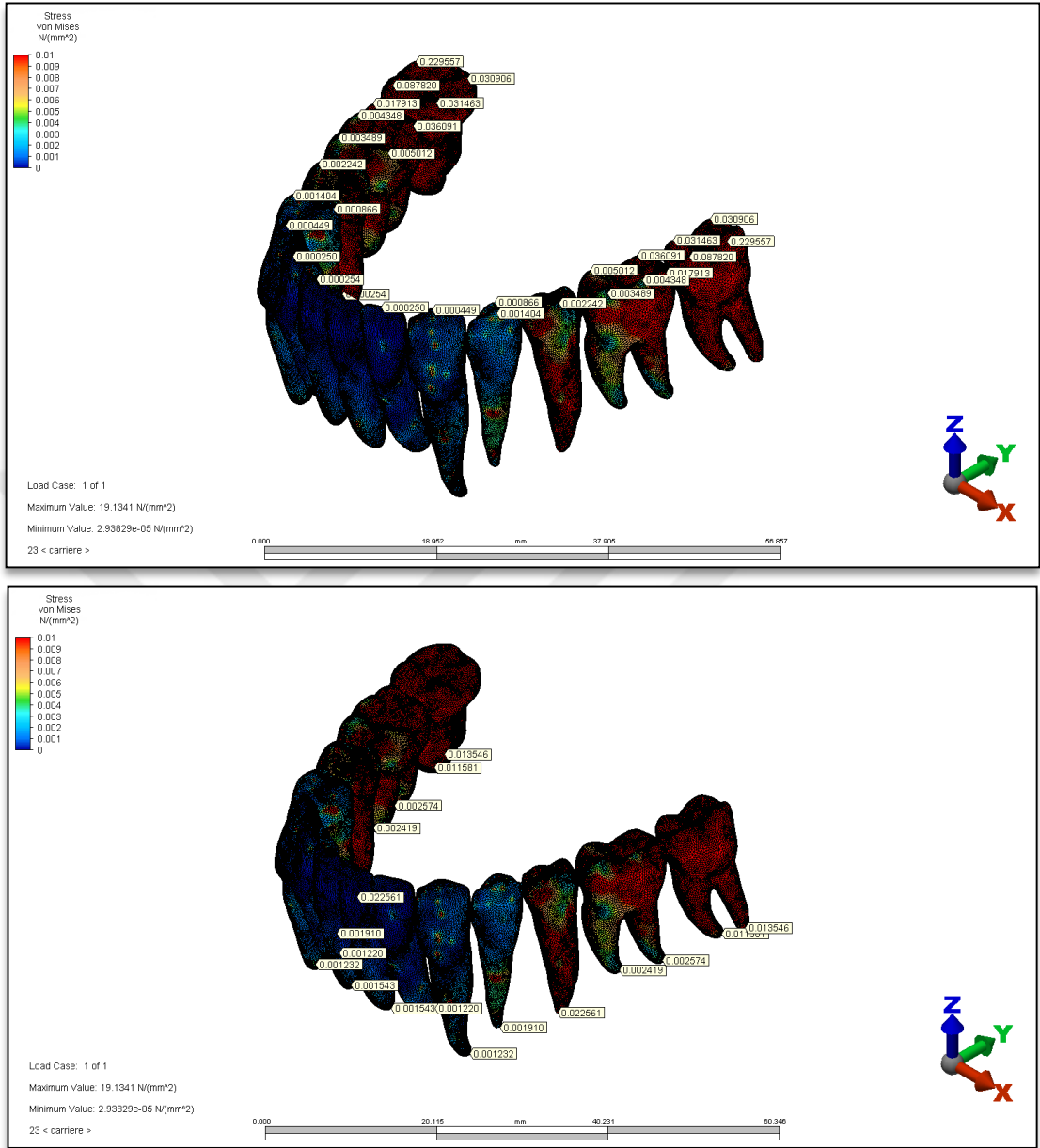


Şekil 4.25 Carriere Motion simülasyonunda maksiller dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

Çizelge 4.7 Carriere Motion simülasyonunda üst dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Von Mises stres değeri (N/mm²)
Santral	Kesici kenar	0,009672
	Apeks	0,020402
Lateral	Kesici kenar	0,000145
	Apeks	0,015110
Kanin	Kesici kenar	0,008360
	Apeks	0,036372
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,006507
	Palatinal tüberkül	0,000850
	Bukkal apeks	0,024701
	Palatinal apeks	0,035868
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,006520
	Palatinal tüberkül	0,000801
	Apeks	0,008297
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,006431
	Distobukkal tüberkül	0,003207
	Meziopalatinal tüberkül	0,001852
	Distopalatinal tüberkül	0,000984
	Meziobukkal apeks	0,003628
	Distobukkal apeks	0,003071
	Palatinal apeks	0,010673
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,000146
	Distobukkal tüberkül	0,000102
	Meziopalatinal tüberkül	0,000391
	Distopalatinal tüberkül	0,000138
	Meziobukkal apeks	0,000600
	Distobukkal apeks	0,001305
	Palatinal apeks	0,001242

Carriere Motion simülasyonunda alt çene dişlerinde görülen Von Mises stres oluşumu şekil 4.26 ve çizelge 4.8’de gösterilmiştir. Çizelge ve şekil incelendiğinde en yüksek Von Mises stres oluşumu 2. molar dişinde görülmüştür ve anterior dişlere doğru gidildikçe stres oluşumu azalmıştır.

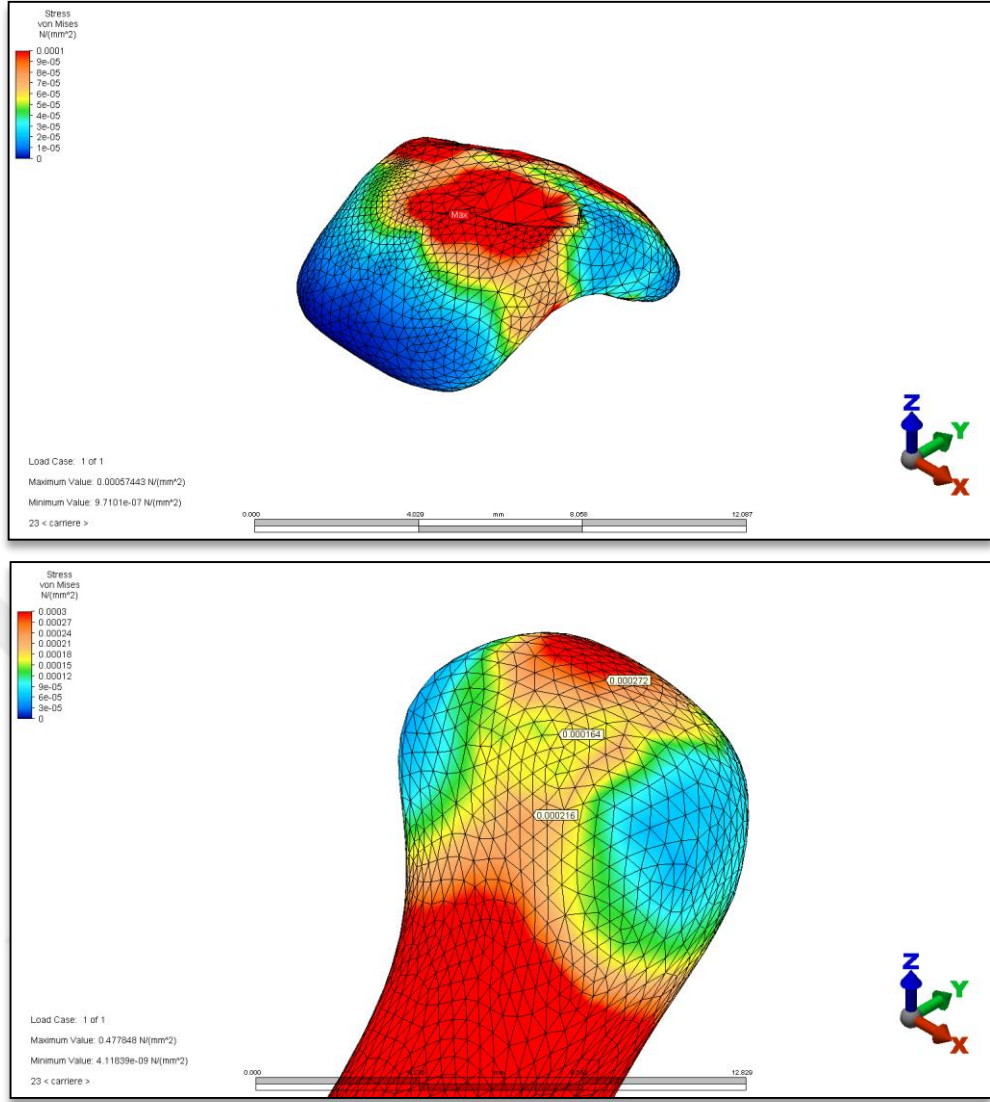


Şekil 4.26 Carriere Motion simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

Çizelge 4.8 Carriere motion simülasyonunda alt dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri

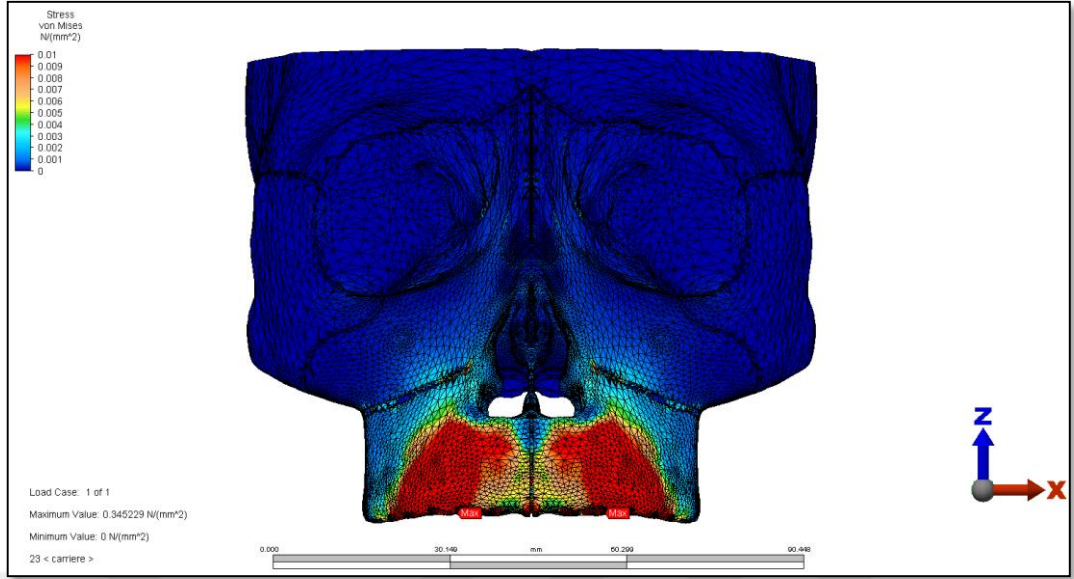
Dişler	Seçilen düğüm noktası	Von Mises stres değeri (N/mm²)
Santral	Kesici kenar	0,000254
	Apeks	0,001543
Lateral	Kesici kenar	0,000250
	Apeks	0,001220
Kanin	Kesici kenar	0,000449
	Apeks	0,001232
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,001404
	Palatinal tüberkül	0,000866
	Apeks	0,001910
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,002242
	Palatinal tüberkül	0,000750
	Apeks	0,022561
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,003489
	Distobukkal tüberkül	0,004348
	Meziopalatinal tüberkül	0,005012
	Distopalatinal tüberkül	0,036091
	Mezial apeks	0,002419
	Distal apeks	0,002574
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,087820
	Distobukkal tüberkül	0,229557
	Meziopalatinal tüberkül	0,031463
	Distopalatinal tüberkül	0,030906
	Mezial apeks	0,011581
	Distal apeks	0,013546

Eklem diskinde ve kondilde oluşan Von Mises stres değerleri şekil 4.27’de gösterilmiştir. Şekil incelendiğinde Carriere Motion simülasyonunda Von Mises stres miktarının eklem diskinin tepe kısmında maksimum olduğu görülmektedir. Kondilde ise Von Mises stres miktarının kondil tepesinde ve kondil boynunun aşağı kısmında arttığı kırmızı renk ile gösterilmektedir.



Şekil 4.27 Carriere Motion simülasyonunda disk ve kondilde oluşan Von Mises stres değerleri

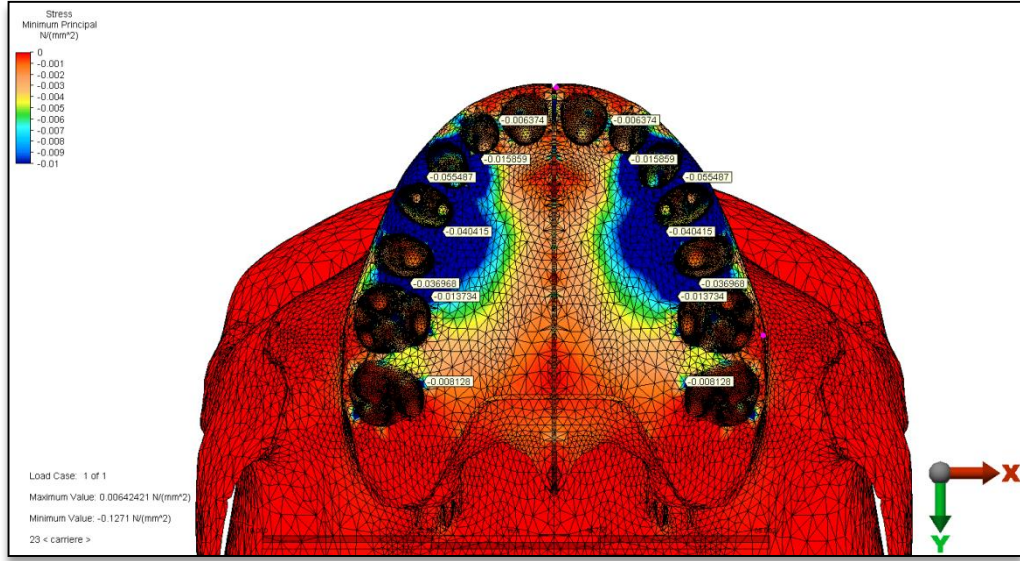
Carriere Motion simülasyonunda Maksillada oluşan Von Mises gerilme değerleri şekil 4.28’de gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi kırmızı bölgeler Carriere Motion aparatının etki ettiği dişlerin çevresinde oluşmuştur ve en çok Von Mises gerilme değeri kanin dişin kole bölgesine yakın bölgedeki kemikte oluşmuştur.



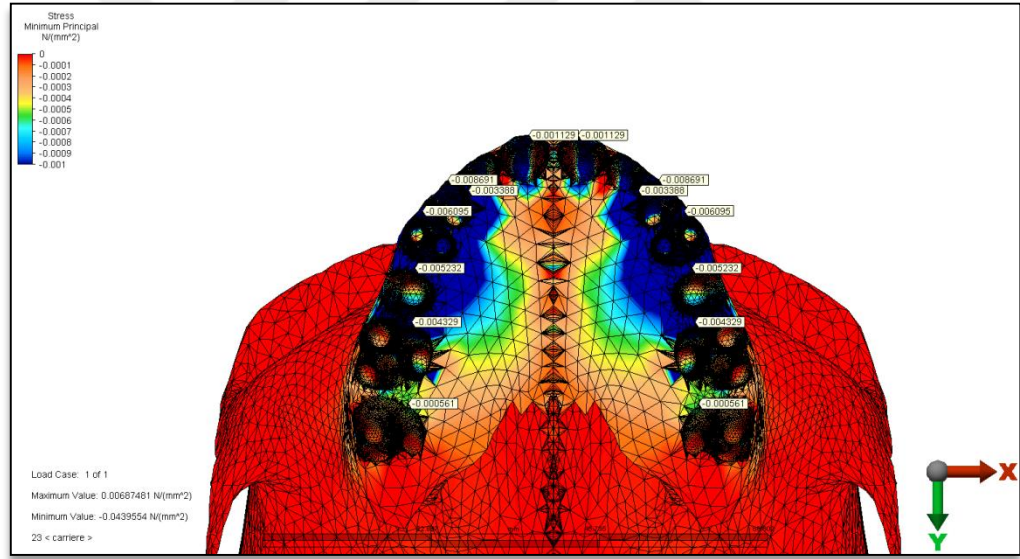
Şekil 4.28 Carriere Motion simülasyonunda maksillada oluşan Von Mises stres değerleri

4.2.3 Carriere Motion Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

Şekil 4.29 incelendiğinde Carriere Motion simülasyonunda maksiller kortikal kemikte maksimum asal gerilme en çok kanin mesialinde oluşmuştur. Şekil 4.30'da ise spongios kemikteki maksimum asal gerilme alanı kortikal kemikte oluşandan az ve kanin dişin mesailinde görülmüştür.

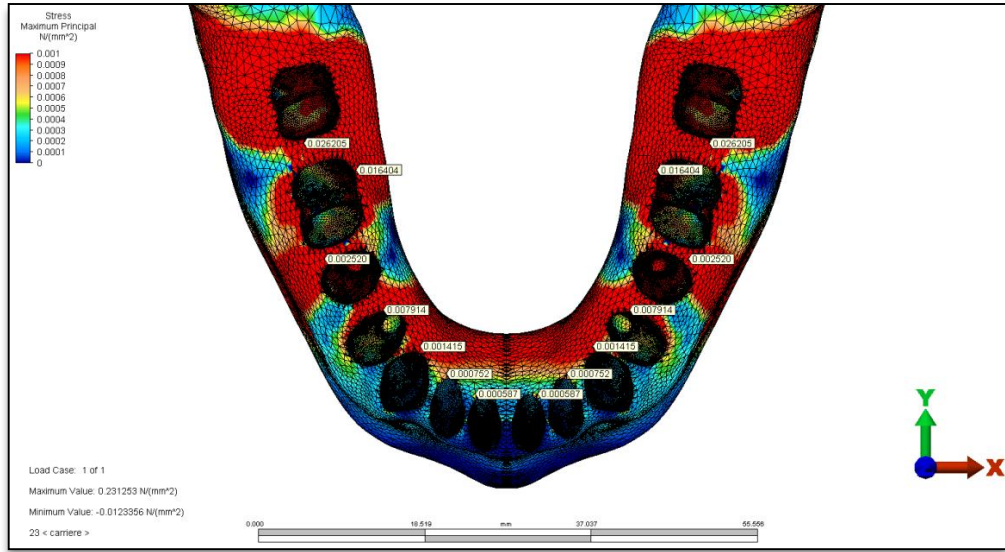


Şekil 4.31 Carriere Motion simülasyonunda maksillada kortikal kemikte görülen minimum asal gerilme alanları

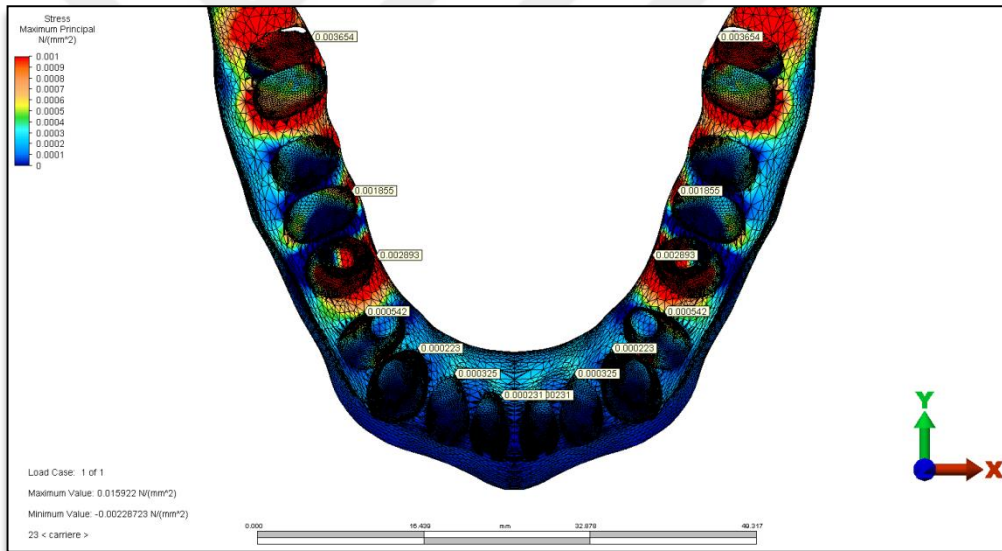


Şekil 4.32 Carriere Motion simülasyonunda üst çene spongioz kemikte görülen minimum asal gerilme alanları

Carriere Motion simülasyonunda alt çenede oluşan maksimum asal gerilmelere yani çekme gerilimlerine bakıldığında şekil 4.33’de görüldüğü gibi kortikal kemikte maksimum asal gerilme en çok ikinci molar diş socketinin bukkalinde görülmüştür. Şekil 4.34’de ise spongioz kemikteki maksimum asal gerilme kortikal kemikte oluşan düşük ve ikinci molar diş socketinin distolingualinde bulunmuştur.

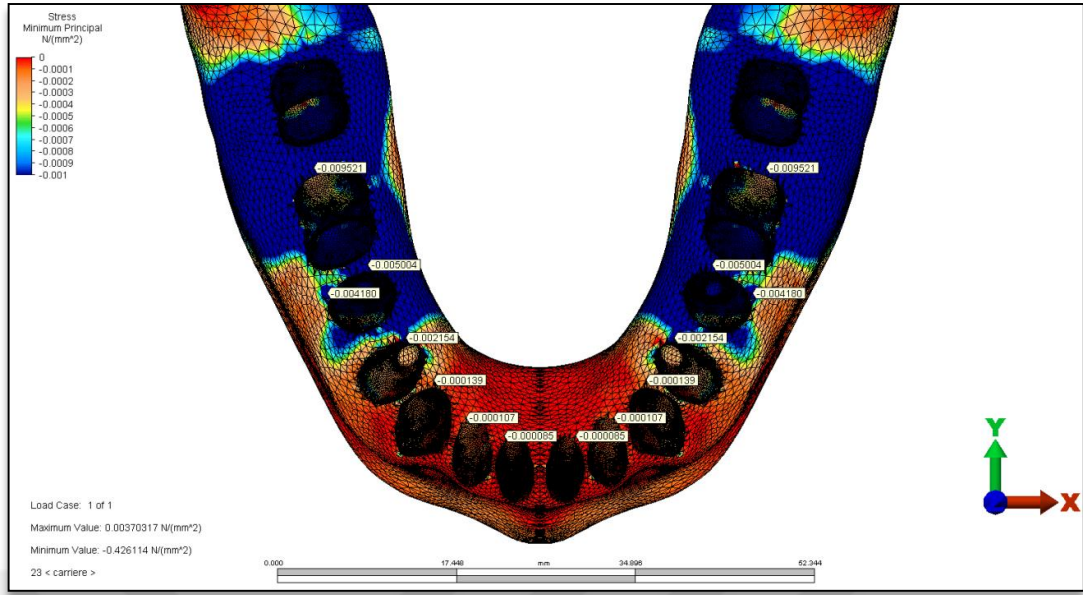


Şekil 4.33 Carriere Motion simülasyonunda mandibular kortikal kemikte görülen maksimum asal gerilme alanları

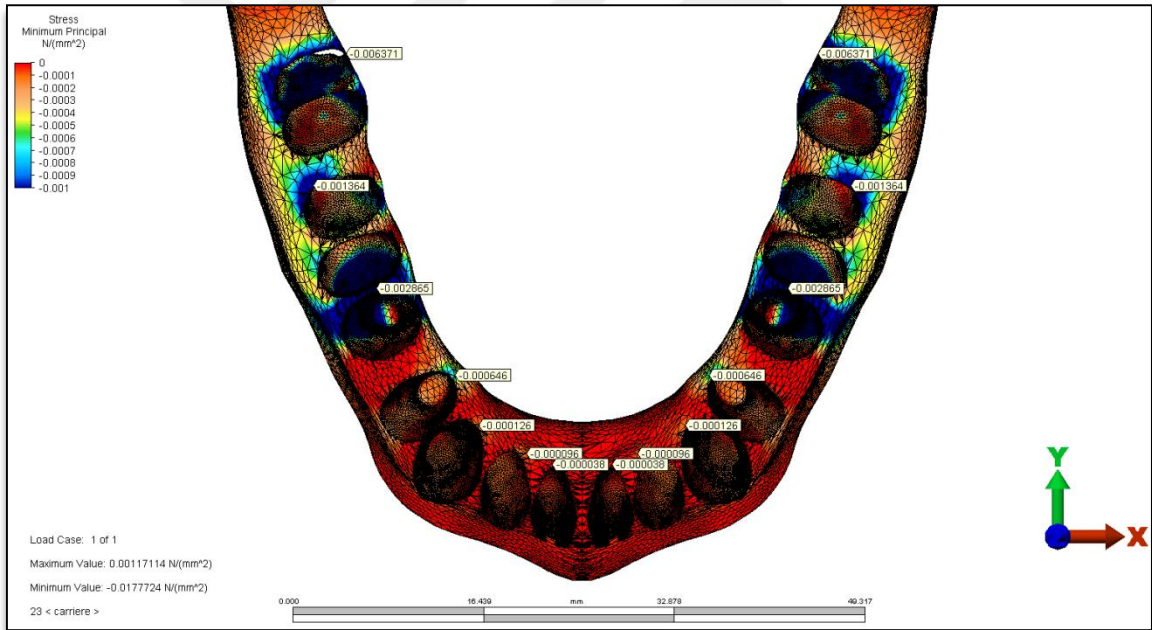


Şekil 4.34 Carriere Motion simülasyonunda alt çene spongioz kemikte görülen maksimum asal gerilme alanları

Carriere Motion simülasyonunda alt çenede oluşan minimum asal gerilmeler yani basma gerilmeleri incelendiğinde şekil 4.35’de gösterildiği gibi kortikal kemikte minimum asal gerilme en çok ikinci molar diş socketinin mesailinde ölçülmüştür. Şekil 4.36’da gösterildiği gibi spongioz kemikteki minimum asal gerilme en çok ikinci molar diş socketinin distolingualinde bulunmuştur.



Şekil 4.35 Carriere Motion simülasyonunda mandibular kortikal kemikte görülen minimum asal gerilme alanları



Şekil 4.36 Carriere Motion simülasyonunda mandibular spongios kemikte görülen minimum asal gerilme alanları

5.TARTIŞMA

5.1 Amacın Tartışması

Sınıf II maloklüzyon tedavisi ortodontistlerin sıklıkla gerçekleştirdiği tedaviler arasındadır. Bu tip bir maloklüzyonu sınıf I ilişkiye getirmek için, maksiller dişlerin distal hareketi, mandibular dişlerin mezial hareketi, iskeletsel yapılarda ortopedik değişiklikler dahil olmak üzere sagittal yöndeki ilişkide bir veya daha fazla değişiklik meydana getirmek gerekebilir.¹⁰⁷

Sınıf II maloklüzyonun fonksiyonel apareylerle (örneğin Twin Block apareyi ve Forsus apareyi) iskeletsel olarak tedavi edilmesindeki amaç, mandibular büyümeyi stimüle etmek ve mandibulayı öne doğru konumlandırmaktır; apareyler sabit veya hareketli olabilir.^{108, 109} Headgear, sınıf II büyüyen hastaların tedavisi için başka bir geleneksel apareydir. Headgear'ın çalışma prensibi, maksiller büyümeyi azaltması ve mandibular büyümenin maksiller büyümeyi yakalamasını sağlamaktır.¹¹⁰ Yapılan bilimsel çalışmalara göre, fonksiyonel apareylerin uygulanması için en uygun zaman, büyüme atılımının pik noktası veya biraz sonrasıdır.^{109,111} Geç ergenlik çağında sınıf 2 maloklüzyonu tedavi etmek için, intermaksiller lastik kullanımını içeren sabit ortodontik tedavi mekanikleri, sabit fonksiyonel apareyler (Herbst veya Forsus apareyi) ya da geçici ankraj aygıtlarının (TAD'ler) kullanıldığı molar distalizasyon mekanikleri kullanılır. Maksillada diş çekimi ve ortognatik cerrahi, ortodontistler tarafından sıklıkla kullanılan bazı alternatif tedavi stratejilerdir. Uygun bir tedavi yönteminin seçimi, iskeletsel veya dental maloklüzyonun ciddiyetine, hastanın yüz estetiğine ve hasta uyumuna bağlıdır.¹¹²

Distal jet ve pendulum apareyi gibi sınıf II maloklüzyonu dental olarak düzeltmek için kullanılan çeşitli molar distalizasyon apareyleri mevcuttur.^{7,8} Carriere Motion 3D sınıf II aparey veya Carriere Distalizer (Henry Schein Inc., New York, NY), posterior segmentleri bir birim olarak distalize ederken maksiller birinci molarları döndürme ve dikleştirme işlevi gören bir sınıf II düzeltici olarak tanıtılmıştır.⁴⁸ Lingual ark veya essix apareyi ile bir arada tutulan alt dişler, sınıf II düzeltme için ana ankraj kaynağı olarak hizmet eder. Carriere Motion apareyinin uygulanmasına göre, üst kaninlerden veya küçük azı dişlerinden alt azı dişlerine lastikler takılabilir; bunlar sınıf II intermaksiller elastiklere benzemektedir. Carriere

Motion apareyinin genellikle sabit ortodontik tedavi mekaniklerden önce uygulanması nedeniyle, hastaların konforu ve tedaviye uyumu yüksek seviyede olmaktadır.⁵¹

Bu çalışmamızda Sınıf II maloklüzyonun tedavisinde kullanılan Carriere Motion ve Herbst apareylerinin dental, iskeletsel ve TME yapıları üzerindeki etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Her iki apareyinde sabit ortodontik tedavi mekaniklerinden önce kullanılması, maksiller posterior segmenti distalize etmesi ve Carriere Motion apareyinin de alt dişler üzerinde Herbst apareyi gibi mezialize edici etkisinin olması bu iki apareyi karşılaştırma sebeplerimiz arasındadır.^{9,31}

5.2 Gereç ve Yöntemin Tartışması

Herbst apareyi veya Carriere Motion apareyi ile yapılan ortodontik tedaviler, iskeletsel ve dişsel etkileri farklılık gösterse de sınıf II maloklüzyonların düzeltilmesinde etkili olmaktadır. Her iki aparey için literatürde yer alan çok sayıda çalışma mevcuttur

Bazı çalışmalarda, Herbst apareyinin neden olduğu dentoalveolar ve iskelet değişiklikler tanımlanmıştır. Dentoalveolar etkiler, maksiller azı dişlerinin distalizasyonu ve mandibular dentisyonun mezial hareketinden oluşur.¹¹⁷ Herbst apareyinde iskeletsel olarak ana hedef mandibular büyümenin sağlanmasıdır. Tedavi olmaksızın meydana gelebilecek büyümenin ötesinde hastanın doğal mandibular büyümesini hızlandırarak etki etmektedir.^{115,}

116

Sloss ve ark.¹¹⁶ yaptığı çalışmada, tedavi öncesi ve tedavi sonrası standart silüetler oluşturmak için Herbst apareyi veya Headgear ile tedavi edilen büyüme çağındaki 48 adet sınıf II bölüm 1 hastanın lateral sefalometrik radyografileri kullanılmıştır. Silüetler rastgele düzenlenmiş ve 7 puanlık bir Likert ölçeği kullanılarak meslekten olmayanlar ve ortodonti asistanlar tarafından değerlendirilmiştir. İki denek grubu için de başlangıç ve son lateral sefalometrik grafikler değerlendirilmiştir. Sonuç olarak her iki denek grubunda tedavi sonrasında önemli derecede profilde iyileşme görülmüş ve ortalama nihai profil puanlarında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamıştır. Her iki grupta da eşit derecede etkileyici profil görüntüsü ile tedavi bitirilmiştir.

Burkhardt ve ark. yaptıkları çalışmada¹¹⁷, 2 tip Herbst apareyinin (akrilik plak ve paslanmaz çelik kuron) ve Pendulum apareyinin (her üç grupta da sonrasında sabit

ortodontik mekanikler kullanılmıştır) tedavi etkileri incelenmiştir. Üç tedavi grubunun her biri için, tedavi başlamadan önce (T1) ve tedavi bitiminde (T2) alınan lateral sefalogramlar analiz edilmiştir. Genel olarak T1'den T2'ye kadar, 3 grup arasında mandibular büyümede istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. İskeletsel değişikliklerin, pendulum grubuna kıyasla Herbst tedavi gruplarında molar ilişkisinin düzeltilmesinde daha büyük bir paya sahip olduğu belirtilmiştir. Pendulum grubundaki hastalarda mandibular düzlem açısında artış bulunmuştur. Herbst apareyi ile tedavi edilen hastalarda ise mandibular düzlem açısı T1'den T2'ye hafifçe azalmıştır. Bununla birlikte, T2'de, her iki Herbst grubundaki hastaların çene uçları (pogonion), pendulum hastalarının çene uçlarına göre biraz daha önde yer almıştır. Pendulum hastalarında tedavi sırasında mandibulanın hafif aşağı ve geriye doğru rotasyonunun bu farkın oluşmasında etkili olduğu düşünülmüştür.

Schaefer ve ark.¹¹⁸ yaptıkları çalışmada, sınıf II uyumsuzluğu düzeltmek için 2 tedavi protokolünün etkileri karşılaştırılmıştır. Tedavinin ilk aşaması, Twin-block veya Herbst apareyi ile fonksiyonel çene ortopedisinden oluşmuş; ikinci aşama, her iki tedavi grubunda da sabit ortodontik mekanikler ile devam etmiştir. İki tedavi grubu da 28 sınıf II hastadan oluşmuştur. Lateral sefalogramlar, tedavinin başlangıcında (T1) ve genel tedavi protokolünün sonunda (T2) analiz edilmiştir. Herbst apareyi ve Twin-block apareyi, sınıf II hastalarda çok benzer terapötik etkilere sebep olmuş, ancak Twin-block grubu, Herbst grubuna göre maksillomandibular ilişkide neredeyse 2 mm daha fazla düzeltme sergilemiştir. Her iki tedavi protokolü de, genel tedavi süresinin sonunda dentoiskeletsel parametrelerin normalleşmesini sağlamıştır. Twin-block tedavisi ayrıca mandibular ramusun yüksekliğinde (arka yüz yüksekliği) daha büyük bir artışa neden olmuştur.

Yin ve ark.¹¹² yaptıkları çalışmada, Carriere Distalizer'ın sınıf II intermaksiller elastiklerle ve Forsus'la kıyaslanması amaçlanmıştır. Her grupta 10 -14 yaş aralığında daimi dişlere sahip 18 sınıf II bölüm 1 hasta seçilmiştir. Veriler, tedavi öncesi ve sonrası kayıtlardan ve tedavi sırasında alınan sefalometrik ve çalışma modeli ölçümlerinden oluşmuştur. Carriere Distalizer'ın sınıf II maloklüzyonu düzeltmede tedavi süresi, Sınıf II elastiklere göre önemli ölçüde daha kısa bulunmuş; Carriere Distalizer ve Forsus grupları arasında Sınıf II düzeltme uzunluğu açısından fark bulunmamıştır. Carriere Distalizer için Sınıf II düzeltme miktarı (kanin/molar ilişkisi) Forsus apareyi ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha az bulunmuştur. Carriere Distalizer, Sınıf II elastiklere benzer şekilde, iskeletsel olarak anlamlı bir düzeltmeye neden olamamıştır (ANB ve Wits'e göre). Büyüyen hastalarda

Carriere Distalizer tarafından indüklenen klinik olarak anlamlı bir iskelet düzeltmesi bulunmamıştır. Carriere Distalizer, çeşitli yan etkileri nedeniyle toplam tedavi süresini uzatabilmekle birlikte, ortalama 6 ay boyunca hafif ve orta derecede sınıf II dental maloklüzyonunun tedavisinde uygulanabileceği tespit edilmiştir.¹¹² Genel olarak, Carriere Distalizer, sınıf II maloklüzyon tedavisinde alternatiflerden daha etkili veya verimli görünmemektedir.

Kim-Berman ve ark.⁹ yaptıkları çalışmada, Carriere Motion apareyinin tedavi etkilerini belirlemeyi amaçlamışlardır. Çalışmada pubertal atılım dönemindeki 34 hasta kullanılmıştır. Hastaların bulguları T1 (tedavi öncesi), T2 (Carriere Motion apareyinin çıkarıldığı seansa) ve T3 (tedavi sonrası) olarak sefalometrik grafiilerle değerlendirilmiştir. Karşılaştırma grubu, T1 ve T3'te analiz edilen 22 tedavi edilmemiş sınıf II deneği içermektedir. Sonuç olarak, pogonion noktasına göre çenenin sagittal pozisyonunda minimal etki oluşturmuştur. Wits değerlendirmesinde ise, Carriere Motion apareyi ile tedavi aşamasında sınıf I yönünde 2,1 mm iyileşme göstermiştir. Alt ön yüz yüksekliği, tedavi grubunda kontrollere göre iki kat daha fazla artmıştır. Faz I sırasında tedavi grubunda fonksiyonel oklüzal düzlemde saat yönünde (3.9°) bir artış meydana gelmiş; faz II sırasında önemli bir relaps (-3,6°) meydana gelmiştir. Molar ilişki gibi tedavi sırasında overjet ve overbite düzeltilmiş; alt kesici dişler öne doğru eğilmiştir (4.2°). Değişikliklerin esas olarak dentoalveolar olduğu görülmüştür.

Bizde çalışmamızda sınıf II maloklüzyonun tedavisi için kullanılan Carriere Motion ve Herbst apareylerinin dental ve iskeletsel etkilerinin belirlenmesini ve birbiriyle karşılaştırılmasını amaçladık. Yukarıdaki çalışmalar gibi bu apareylerle ilgili literatürde birçok çalışma mevcuttur, fakat çalışmaların birçoğu sefalometrik filmler ile yapılmıştır.

Gelişen teknolojik imkanlarla konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) ile de yapılan birçok çalışma mevcuttur. Daniel Areepong ve ark. yaptıkları çalışmada unilateral veya bilateral sınıf II maloklüzyonu olan 59 adölesan hasta (16 erkek ve 43 kız) Carriere Motion apareyi ile tedavi edilmiştir. Tedavi sonucu oluşan iskeletsel ve dental değişiklikler CBCT ile değerlendirilmiştir.⁵²

Attia ve ark. yaptıkları çalışmada 20 adet erişkin hastayı Carriere Motion apareyi ile tedavi ederek oluşan havayolu değişimini CBCT ile değerlendirmişlerdir. Tedavi sonunda hava yolunda artış gözlenmiştir.¹¹⁹ Taylor ve ark. 35 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada

Herbst ve Pendulum apareylerinin dental ve iskeletsel etkilerini yine CBCT ile değerlendirmişlerdir.¹²⁰

CBCT ve sefalometri kullanılarak yapılan çalışmalarda iskeletsel ve dental değişiklikler ile hava yolundaki değişimler ölçülebilir. Sefalometrik filmlerle sagittal yönde incelemeler yapılabilirken CBCT ile 3 yönde de analizler yapılabilmektedir, fakat bu verilerle dental ve iskeletsel değişimler değerlendirilebilirken dişler, çeneler ve TME yapılarında oluşan stres ve gerilmeleri ölçmek mümkün değildir. Farklı ortodontik diş hareketlerinin kökte ve çevresinde oluşturduğu stresi klinik olarak ölçmek oldukça zordur. Fotoelastisite, interferometrik holografi ve gerinim ölçerler gibi dental stresleri analiz etmek için kullanılan çeşitli geleneksel analitik ve deneysel yöntemler, ortodontik diş hareketinin mekanizmasını anlamamıza yardımcı olsa da, periodontal ligament etrafındaki ve kemik içerisindeki mikro-çevresel stres oluşumunu ölçememişlerdir.¹²¹ Bu nedenle çalışmamızda sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometrik nesnelerin şeklinin ve fiziksel özelliklerinin bilgisayar ortamında oluşturulmasıyla oluşan matematiksel bir yöntemdir. Bu yöntem ile başka herhangi bir deneysel veya analitik yolla elde edilmesi zor olan stres ve gerilme hesaplanabilir.^{65,90} Diş hekimliğinde bu zamana kadar yapılmış birçok sonlu elemanlar analizi çalışması bulunmaktadır.

Ortodontide sonlu elemanlar analizi, uygulanan kuvvetlere karşı dişlerde ve periodontal dokularda oluşan gerilme miktarını^{73,122}, ortodontik ve ortopedik apareylerin dişler ve kraniyofasiyal yapılar üzerine etkilerini değerlendirmek için kullanılmıştır.^{73,85,123-125} Hızlı üst çene genişletme apareyinin çevre dokular üzerindeki etkisinin değerlendirilmesinde¹²⁶⁻¹²⁸ ve iskeletsel ankraj için kullanılan mini vidaların çevresindeki dokularda oluşan gerilmelerin değerlendirmesinde yine bu analiz kullanılmıştır.^{129,130}

Geramy 2002 yılında yaptığı sonlu elemanlar analizi çalışmasında farklı alveol kemik seviyesine sahip dişlerin ortodontik kuvvetler karşısında periodontal ligamentlerinde oluşan gerilim dağılımını incelemiştir.⁵⁶

Tominaga ve ark. 2009 yılında yaptığı sonlu elemanlar analizi çalışmasında kanin dişinin mezial ve distaline power arm uygulanarak bu bölgelerden retraksiyon için kuvvet uygulanmıştır. Yapılan analiz sonucunda kanin dişinin mezialine uygulanan power arm ile ön dişlerin labiolingual olarak devrilmesinin daha iyi kontrol edildiği bulunmuştur.¹³¹

Rohan Mascarenhas ve ark. yaptığı sonlu elemanlar analizi çalışmasında lingual ve labial ortodonti tekniklerinde oluşan dikey ve yatay kuvvetlerin dişler üzerindeki etkisinin

karşılaştırılması amaçlanmıştır. Sonuç olarak lingual ortodontide intrüzyon ve retraksiyon kuvvetleri kesici dişlerin linguale devrilmesine neden olmuştur. Aynı miktarda intrüzyon ve retraksiyon kuvveti labial ortodontide de kesici dişlerin intrüzyonuna neden olmuştur. Bu biyomekanik farklılıklar dikkate alınarak kuvvetlerin dikkatli ve mantıklı bir şekilde uygulanması gerektiği sonucu çıkarılmıştır.¹³²

Çağrı Ulusoy ve Nilüfer Darendeliler' in çalışmasında, sınıf II aktivatör ve sınıf II aktivatör ile oksipital Headgear kombinasyonunun mandibula üzerindeki etkilerini 3-boyutlu (3B) sonlu eleman stres analizi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Analiz sonucunda en çok kas bağlanma bölgelerine yakın bölgeler etkilenmiştir. Koronoid çıkıntının iç kısmı ve gonial alan maksimum stres değerlerine sahip olarak bulunmuştur. Her iki fonksiyonel apareyin de büyüme yönünü değiştirmek için çiğneme kaslarını harekete geçirerek mandibula üzerinde morfolojik değişikliklere neden olduğu sonucuna varılmıştır.¹⁰⁴

Sonlu elemanlar analizi iki ya da 3 boyutlu olarak yapılabilir. Meijer ve ark. 1992 yılında yaptıkları çalışmada vaka raporlarıyla iki boyutlu ve 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinin sonuçlarını karşılaştırdıklarında 3 boyutlu verilerin gerçeğe daha yakın sonuçlar ortaya çıkardığını bulmuşlardır.¹³³ Bundan dolayı biz de çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar analizini kullandık.

Sonlu elemanlar analizinde analizin doğruluk derecesi eleman sayısı ve düğüm noktalarının sayısı arttıkça artmaktadır. Eleman sayısının kuvvet dağılımı üzerinde etkili olması ve cisim üzerine uygulanan kuvvetler karşısındaki yer değiştirme miktarının düğüm noktalarındaki değişiklikler ile belirlenmesinden dolayı bunların sayısının artması analizin doğruluk ve hassasiyet derecesini arttırmaktadır. Nagara ve ark.¹³⁴ 1999 yılında yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında modelleme işleminde 40136 düğüm noktası, 31879 eleman sayısı kullanmışlardır. Vollmer ve ark.¹³⁵ 2000 yılında yaptıkları çalışmada ise modelleme işleminde 11 500 düğüm, 7 100 eleman kullanılmıştır. Gautam ve ark.¹³⁶ 2009 yılında yaptıkları çalışmada ise 108799 eleman ve 193633 düğüm noktası kullanılarak modelleme işlemini gerçekleştirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise Herbst simülasyonunda 359441 eleman 1619527 düğüm, Carriere Motion simülasyonunda ise 698671 eleman 2491895 düğüm kullanılmıştır. Diğer çalışmalarla kıyaslandığında daha yüksek sayıda düğüm noktası ve eleman sayısı kullanmamız sonuçlarımızın gerçeğe daha yakın olmasını sağlamıştır.

Çalışmamızda son yıllarda birçok sonlu elemanlar analiz çalışmasında kullanılan Rhinceros yazılımı ile modelleme işlemi yapılmış ve Algor Fempro yazılımı ile meshleme işlemi ile sonlu elemanlar analizi yapılarak gerçeğe daha yakın sonuç alınacağı düşünülmüştür. Algor Fempro yazılımı meshleme işlemi yaparken modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır ama 8 nodlu elemanların gerekli detayı vermediği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlardan faydalanmaktadır.

5.3 Bulguların Tartışması

5.3.1 Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması

Herbst simülasyonunda yer değiştirme bulguları incelendiğinde sagittal yönde apareyin üst dişlerde distalizasyon alt dişlerde ise mezializasyon yaparak overjet miktarını azalttığı görülmektedir. Sagittal yönde maksiller dişlerde en çok hareket birinci molar dişlerde olurken mandibular dişlerde en çok hareket alt santral dişlerde meydana gelmiştir. Bu durum üst çenede apareyin uyguladığı kuvvetin, bağlandığı birinci molar dişe aktarılmasıyla açıklanabilir. Alt çenede ise kuvvet birinci premolar dişe uygulanırken alt keser dişlerin arkasından geçen bar aracılığıyla kuvvetin alt keserlerde birikmesiyle en çok hareket alt santrallerde oluşmuştur. Ayrıca insizal uçlarda ve tüberkül tepelerinde oluşan hareket köklerde oluşan hareketten daha fazladır, bu bize Herbst apareyinin üst dişlerde distal yönde devrilme(tipping) alt dişlerde ise mezial yönde devrilme(tipping) meydana getirdiğini göstermektedir.

Sagittal yönde Herbst apareyinin etkilerini gösteren çalışmalar incelendiğinde bizim çalışmamıza benzer üst dişlerde distalizasyon alt dişlerde ise mezializasyon oluştuğunu gösteren birçok çalışma literatürde mevcuttur.^{31,33,117,137}

Bizim çalışmamızda da görüldüğü gibi sabit fonksiyonel apareylerin hemen hepsinde en çok görülen yan etkilerden biri alt keserlerin önlenemeyen protrüzyonudur. Çalışmamızın bulguları incelendiğinde alt keserlerin kronunda meydana gelen mezial yönde hareket kök ucunda meydana gelen hareketten fazladır. Bu durum alt keserlerin mandibular düzleme göre açısının arttığını göstermektedir. Literatürdeki çalışmalar bizim bulgumuzu

desteklemektedir; Hansen ve ark.¹³⁸ yaptıkları çalışmada Herbst apareyinin uygulanması sonucu sefalometrik değerlendirmede alt keserlerin mandibular düzleme göre açısının arttığını ve alt keserlerin mezial yönde hareket ettiğini bulmuşlardır. Ruf ve Pancherz¹¹⁵ 1999 yılında yaptıkları çalışmada, adolesan ve genç erişkinlerde uygulanan Herbst apareyinin etkisini incelemişlerdir ve ölçümler sonucunda adolesanlarda 2,7 mm erişkinlerde ise 3,8mm mezial yönde hareket bulmuşlardır.

Vertikal yöndeki hareketleri incelendiğinde alt çenede posterior dişlerdeki ekstrüzyonla overbite miktarının azaldığı görülmektedir. Pancherz³³ ile Mc Namara ve ark.¹³⁹, Herbst tedavisi sonucu alt birinci molarlarda 1,3 mm ekstrüzyon meydana geldiğini bulmuşlardır. Valant ve Sinclair¹⁴⁰ yaptıkları çalışmada Herbst apareyinin mandibular molarlarda 1 mm ekstrüzyon meydana getirdiğini bulmuşlardır. Windmiller¹⁴¹ ise alt birinci molar dişlerde 0,9 mm ekstrüzyon miktarı bulmuştur. Bu çalışmalar çalışmamızdaki bulguları desteklemektedir.

Çalışmamızda üst azı dişlerinde ise birinci molarlarda ekstrüzyon oluşurken ikinci molarlarda intrüzyon oluşmuştur. Literatürde üst azı dişlerinin Herbst apareyi ile vertikal yöndeki değişiminde çeşitli görüşler vardır. Mc Namara ve ark.¹³⁹, Schweitzer ve Pancherz¹⁴² ve Pangrazio ve ark.¹⁴³ Herbst apareyinin üst azı dişlerinde intrüzyona sebep olduğunu bulmuşlardır. Aksoy ve Cığer¹⁴⁴ ile Küçükkeleş ve Sandallı¹³⁷ yaptıkları çalışmalarda maksiller azı dişlerinin vertikal olarak tedaviden etkilenmediğini bulmuşlardır. Burkhardt ve ark.¹¹⁷ ise üst azı dişlerinin iki farklı Herbst apareyi tipinde de ekstrüze olduğunu bulmuşlardır.

Vertikal yönde keser dişlerinin değişimi incelendiğinde üst keserlerde ekstrüzyon alt keserlerde ise intrüzyon meydana geldiği görülmektedir. Yapılan çalışmalar incelendiğinde Pancherz³³ Herbst apareyinin etkisi ile alt keserlerin ortalama 1,8mm, Windmiller¹⁴¹ 1,2 mm, Mc Namara ve ark.¹³⁹ ise 1,1 mm intrüze olduğunu bulmuşlardır. Bu bulgular bizim çalışmamızı desteklemektedir. Üst keserlerin vertikal yöndeki değişimi ile ilgili çalışmalar incelendiğinde ise Sevilmiş ve Arıcı¹⁴⁵, Burkhardt ve ark.¹¹⁷ ile Schweitzer ve Pancherz¹⁴² yaptıkları çalışmalarda Herbst apareyinin çalışmamızı destekler şekilde üst keserlerde ekstrüzyon oluştuğunu bulmuşlardır.

Carriere Motion simülasyonunda oluşan yer değiştirmeler incelendiğinde Herbst apareyi gibi sagittal yönde üst dişlerde distal yönde alt dişlerde ise mezial yönde hareket oluşmuştur. Üst dişlerde sagittal yönde en çok yer değiştirme kanin dişlerde olurken mandibular dişlerde ise 7 numaralı dişlerde en çok hareket oluşmuştur. Carriere Motion apareyinde kullanılan intraoral elastığın maksiller kaninden mandibular 2. molarlara uzanmasından dolayı bu dişlerde daha fazla hareket oluşmuştur. Ayrıca üst dişlerde birinci premolar, kanin, lateral ve santral dişlerin insizal kenarları ve okluzal tüberkül tepeleri distal yönde yer değiştirme gösterirken apeksleri ise mezial yönde bir yer değiştirme göstermiştir. Bu sonuç bize bu dişlerde distal yönde bir devrilme(tipping) oluştuğunu göstermektedir. Vertikal yönde intraoral elastığın etkisiyle üst dişlerde kanin ve keser dişlerde uzama görülürken posterior dişlerde gömülme oluşmuştur. Alt dişlerde de intraoral elastığın uygulandığı 7 numaralı dişlerde ekstrüzyon oluşmuştur. Transversal yönde hareketler incelendiğinde 2. molar dişte mezial taraf lingual yönde hareket ederken distal kısım bukkal yönde bir harekete uğramıştır. Bu durum bize ikinci molar dişin mezio-lingual yönde devrilmeye uğradığını göstermektedir. Ayrıca transversal yönde maksiller kanin dişinde bukkal yönde hareket ettiği görülmektedir.

Daniel Areepong ve ark.⁵² yaptıkları çalışmada bizim çalışmamıza benzer olarak maksiller kanin dişte distal yönde hareket ile ekstrüzyon ve meziobukkal rotasyon gözlemişlerdir. Ayrıca kanin dişinde distal yönde devrilme gözlenmiştir. Mandibular dişlerde ise keser dişlerde protrüzyon ve bukkal tüpün yapıştırıldığı dişte meziolingual yönde rotasyon gözlenmiştir.

Çalışmamızda çıkan sonuçlara göre dişlerde oluşan kontrolsüz devrilme hareketleri Carriere Motion apareyinin Carriere' nin savunduğu gibi devrilme olmaksızın distalizasyon yapabiliyor iddiasıyla çelişmektedir.⁴⁸

Bazı çalışmalarda üst keserlerin Carriere Motion apareyi ile tedavi edilen hastalarda protrüzyona uğradığı görülmüştür.^{50,52,146} Carriere Motion apareyinin üst keserlere bağlanmaması bu bulgunun alt keserlerin protrüzyonunun üst keserlere etkisi ile oluştuğunu düşündürmektedir. Sonlu elemanlar analizinin ilk 300 saniyede ortaya çıkan sonuçları değerlendirmesinden ve kümülatif sonuçları değerlendirememesinden dolayı bizim çalışmamızda üst keser protrüzyonunun oluşmadığı düşünülmektedir.

İki apareyin yer değiştirme bulguları karşılaştırıldığında Herbst apareyinin Carriere Motion apareyine göre daha fazla harekete sebep olduğu görülmektedir. Carriere Motion

apareyinin dişlerde Herbst apareyine göre daha fazla devrilme yaparak Sınıf II ilişkii düzelttiği görülmektedir. Aynı zamanda alt keser açısı artmış hastalarda keserleri daha az protrüze ettiği için Carriere Motion apareyinin kullanımı daha uygun bulunmuştur.

Pancherz' in yaptığı çalışmada Herbst apareyinin etkileri incelenmiştir. Sonuç olarak mandibular keserlerin inklinasyonu ortalama 6.6° artmıştır.³³ Kim-Berman ve ark.⁹ yaptıkları çalışmada ise Carriere Motion apareyinin alt kesici diş eğimini 4.2° arttırdığı bulunmuştur. Bu çalışmalar bizim çalışmamızdaki alt keser protrüzyonu ile ilgili bulgularımızı desteklemektedir.

Adel Bahaitham ve ark. 2020 yılında yaptıkları çalışmada Herbst ve Forsus apareylerinin etkileri karşılaştırılmıştır ve sonuç olarak Herbst apareyinin dişlerdeki yer değiştirme miktarı daha fazla bulunmuştur.¹⁴⁷ Kaifeng Yin ve ark.¹¹² yaptığı çalışmada ise sınıf II maloklüzyona sahip hastalar üzerinde Forsus, Carriere Motion ve sınıf II lastik kullanımının etkileri karşılaştırılmıştır. Sonuçlar incelendiğinde Forsus apareyinin Carriere Motion apareyine göre daha fazla diş hareketi oluşturabildiği bulunmuştur.¹¹² Bizim çalışmamızın bulgularında, Herbst apareyinin Carriere Motion apareyine göre dişlerde daha fazla yer değişikliğine sebep olması bu iki çalışmayı desteklemektedir.

5.3.2 Von Mises Gerilme Bulgularının Tartışması

Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde en yüksek Von Mises stres değerinin üst birinci azı dişinin distobukkal tüberkülünde olduğu görülmektedir. Von Mises stres değerinin arttığı kırmızı alanlar daha çok Herbst apareyinin bağlandığı premolar ve molar dişlerinde görülürken kanin ve keser dişlerinde mavi bölgelerin arttığını yani stresin azaldığını görmekteyiz. Mandibular dişlerde ise en yüksek Von Mises stres değeri ikinci premolarda görülmüş onu birinci premolar takip etmiştir. Maksiller dişlerde olduğu gibi mandibular dişlerde de Herbst apareyinin bağlandığı dişlerde stres birikiminin fazla olduğu ve kanin dişinin mezialinden itibaren stres birikiminin azaldığı görülmektedir. Herbst apareyinin bağlandığı bölgelerde stres birikiminin fazla olması uygulanan kuvvetin ilk olarak o dişlere etki etmesiyle olduğunu düşünmekteyiz. Eklem diskinde ve kondilde oluşan Von Mises stres değerlerini incelediğimizde Herbst simülasyonunda eklem diskinde en fazla anterior eğiminin distal kısmında olduğu görülmektedir. Ayrıca diskin tepe noktası ve anterior ve posterior eğimlerinde de kırmızı renkte gösterildiği gibi stres miktarı artmıştır.

Kondilde ise Von Mises stres miktarının kondil tepesinin anterior eğiminde arttığı kırmızı renk ile gösterilmektedir. Akış H ve ark.¹⁴⁸ çalışmasında da Forsus, vidalı Forsus ve monoblok apareylerinde bizim çalışmamıza benzer şekilde kondilin anterior eğiminde en çok Von Mises gerilimi görülmüştür.

Carriere Motion simülasyonunda Von Mises stres miktarının maksiller dişlerde en çok kanin ve premolar dişlerinde olduğu görülmektedir. Mandibular dişlerde ise en yüksek Von Mises stres oluşumu 2. molar dişte görülmüştür ve anterior dişlere doğru gidildikçe stres oluşumu azalmıştır. Bu dişlerde Von Mises gerilmelerin fazla olmasının sebebini intraoral elastığın bu dişlere takılmasına bağlamaktayız. Carriere Motion simülasyonunda Von Mises stres miktarının eklem diskinin tepe kısmında maksimum olduğu görülmektedir. Kondilde ise Von Mises stres miktarının kondil tepesinde ve kondil boynunun aşağı kısmında arttığı kırmızı renk ile gösterilmektedir. Gurbanov V. ve ark.¹⁴⁹ sınıf II ve sınıf III elastik kullanımın etkilerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdikleri çalışmada, sınıf II elastik kullanımı sonucu Carriere Motion simülasyonundaki çalışmamıza benzer şekilde gerilmenin en çok kondilin disk ile temas ettiği kondil tepesinde bulunmuştur.

İki aparey karşılaştırıldığında diskte, kondilde ve dişlerde oluşan stres miktarı Herbst apareyinde daha fazla olduğu görülmüştür. Herbst apareyinin rijit bir aparey olması ve uygulanan kuvvetin daha fazla olmasından dolayı böyle bir sonucun ortaya çıktığını düşünmekteyiz.

Literatür çalışmaları incelendiğinde Herbst apareyinin Carriere Motion apareyine göre dişlerde daha fazla harekete sebep olduğu görülmektedir.^{9,33,112,147} Bu çalışmalar, bizim çalışmamızda Herbst simülasyonunda daha yüksek Von Mises stres değerinin çıkmasıyla örtüşmektedir.

Herbst apareyi ile kondiller büyümenin uyarıldığı ve kondilin remodelinge uğradığı çocuk ve erişkin hastalarda gözlemlenmiştir. Ayrıca rijit bir sabit fonksiyonel aparey olan Herbst apareyinin büyümesini tamamlamış vakalardaki kondiler büyümede etkinliğini gösteren çalışmalar da literatürde bulunmaktadır.³¹ Carriere Motion apareyi ile yapılan çalışmalarda ise oluşan değişikliklerin daha çok dentoalveoler olduğu ve iskeletsel değişikliklerin olmadığı belirtilmiştir.^{9,112} Bu bulgulardan yola çıkarak kondilde oluşan Von Mises stres değerinin Herbst apareyinde fazla olmasının kondiler büyümeyi Carriere Motion apareyine göre daha fazla arttırdığını düşünmekteyiz.

Kondil ve diskte oluşan stres miktarının, Herbst apareyinde Carriere Motion apareyine göre fazla olması Herbst apareyinin Carriere Motion apareyine göre TME yapılarında daha fazla hasara sebep olabileceğini düşündürmektedir. Fakat yapılan çalışmalarda Herbst apareyinin kısa ve uzun vadede herhangi bir eklem bozukluğuna sebep olmadığı gösterilmiştir.¹⁵⁰ Sonlu elemanlar analizinin uzun vadeli sonuçları değerlendirememesi, ilk 300 saniyelik sonucu vermesi ve TME problemlerinin sadece apareylerin oluşturduğu kuvvetlerle değil aynı zamanda bireylerin duygusal durumlarından da etkilendiği bilinmektedir. Bundan dolayı sonlu elemanlar analizinin eklem problemlerini değerlendirmede yetersiz kaldığını düşünmekteyiz. Bu iki apareyin TME' ye etkilerinin değerlendirilmesi için in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Maksiller kemikte oluşan Von Mises bulgularını incelediğimizde Carriere Motion simülasyonunda gerilme alanlarının dentoalveolar bölgede arttığı, Herbst simülasyonunda ise zigomatiokomaksiller süturda en fazla Von Mises gerilmeleri olduğu görülmektedir. Bu sonuçlar bize Herbst apareyinin maksillanın sagittal yöndeki gelişimini Carriere Motion apareyine göre daha fazla sınırladığını düşündürmektedir. Literatür tarandığında çalışmamızın sonuçlarını destekleyecek şekilde maksillada Carriere Motion apareyinin etkisinin daha çok dental olduğu, Herbst apareyinin ise maksillanın sagittal yönde gelişimi durdurmada etkili olduğu görülmektedir.^{112,140}

5.3.3 Minumum ve Maksimum Asal Gerilme Bulgularının Tartışması

Periodontal ligamentler dişlerin hareket ettiği yönde sıkışırken diğer yönde gerilirler.¹⁵⁰ Bu bilgiden yola çıkarak Herbst simülasyonunda da maksillada dişler distal yönde hareket ettikleri için maksimum asal gerilmeler yani çekme gerilimleri dişlerin meziallerinde oluşurken minimum asal gerilmeler yani basma gerilimleri dişlerin distal bölgelerinde oluşmuştur. Herbst simülasyonunda mandibulada dişler mesial yönde hareket ederken maksimum asal gerilme dişlerin distalinde minimum asal gerilmeler ise dişlerin meziallerinde oluşmuştur. Carriere Motion simülasyonunda ise maksillada kuvvet kanin dişten uygulandığı ve kanin diş distal yönde harekete uğradığından dolayı maksimum asal gerilme kanin dişinin mezial bölgesinde artmıştır. En yüksek minimum asal gerilme ise kanin dişin distalinde ölçülmüştür. Carriere Motion simülasyonunda mandibulada kuvvetin

ikinci molar dişe uygulanmasında dolayı ve ikinci molar dişin hem mezial hem de lingual yönde hareket uğramasıyla maksimum asal gerilme yani çekme gerilimi ikinci molar dişin bukkalinde oluşurken minimum asal gerilme yani basma kuvveti ikinci molar dişin mesailinde oluşmuştur.

Çalışmamızda her iki simülasyonda da kortikal kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerilmeler spongiyöz kemikte oluşan gerilmelerden fazla oluşmuştur. Literatür tarandığında bizim çalışmamıza benzer olarak diğer çalışmalarda da kortikal kemikte oluşan asal gerilmeler spongiyöz kemikte oluşan asal gerilmelere göre fazla bulunmuştur.¹⁵²⁻¹⁵⁴ Bu durumun kortikal kemiğin elastikiyetinin spongiyöz kemiğe göre düşük olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Tüm sonlu elemanlar çalışmalarında olduğu gibi çalışmamızda da bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Çalışmamızın en büyük limitasyonlarından biri sonuçların kısa süreli olması ve kümülatif etkileri inceleyememizdir. Çalışmamızda kullanılan apareylerle yapılan tedaviler aylarca sürerken sonlu elemanlar analizinde sadece ilk 300 saniyelik sonuçları görebilmekteyiz. Oysaki tedavi boyunca dişler hareketli olduğu için yükleme koşulları değişmektedir, bu nedenle başlangıç diş hareketiyle, oluşan total diş hareketini tahmin etmek oldukça zordur. Aynı şekilde eklem yapılarında oluşan stresi incelerken de kısa süreli etkileri incelememiz ve tedavi sırasında zamanla değişen yükleme koşulları nedeniyle başlangıçta oluşan stres miktarları ile kesin bir sonuca varmamız pek mümkün değildir. Ayrıca eklem yapılarında oluşan problemlerin sadece apareylerin etkileriyle değil kişilerin emosyonel durumlarıyla da ilgili olması ve çalışmamızın bir bilgisayar programında yapılması eklem problemleri hakkında çalışmamızın yetersiz kaldığını düşündürmektedir. Ek olarak bizim çalışmamızda diğer sonlu elemanlar analizi çalışmalarında olduğu gibi tek bir bireye ait anatomik yapıların kullanılması ortaya çıkan sonuçların genellenebilirliğini zorlaştırmaktadır. Bir diğer limitasyon ise dokuların fiziksel özelliklerini belirlemek için verilen sayısal değerlerin sabit olması, canlı dokular üzerinde yapılan çalışmalarla sonlu elemanlar analizinde yapılan çalışmalar arasında farklar oluşmasına sebep olabilir. Son limitasyon olarak da çalışmamızda kullanılan eleman sayısını çok arttırarak analizi imkansız hale getiren dil, dudak ve kaslar gibi yumuşak dokular ve bunların tedavi üzerindeki etkileri çalışmamıza dahil edilmemiştir. Tüm limitasyonlara rağmen çalışmamızın sonuçları ile

klirik sonuçların birbirine paralel olması sonlu elemanlar analizinin güvenilir bir analiz olduğunu göstermektedir.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

- 1- Her iki apareyde sınıf 2 maloklüzyonun düzeltilmesinde etkili bulunmuştur.
- 2- Carriere Motion apareyinin alt dişlerde mezializasyon ile birlikte daha çok üst dişlerde distalizasyon yaparak sınıf 2 maloklüzyonu tedavi ettiği bulunmuştur.
- 3- Herbst apareyinin dişlerde Carriere Motion apareyine göre daha fazla yer değiştirmeye sebep olduğu bulunmuştur.
- 4- Herbst apareyinin Carriere Motion apareyine göre iskeletsel etkisinin daha çok olduğu belirlenmiştir.
- 5- Alt keser açısı artmış sınıf II hastalarda maloklüzyonun tedavisinde alt keserleri daha az protrüze ettiği için Carriere Motion apareyinin kullanımı daha uygun bulunmuştur
- 6- Carriere Motion apareyinde 2. molar dişte oluşan istenmeyen hareketlerin önlenmesi için lingual ark ya da daha kalın bir essix aparey kullanımı gibi ekstra önlemler alınması gerekmektedir.

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile her ne kadar apareyler ağızda kullanılmadan önce etkileri hakkında bilgi edinebilsek de kısa süreli etkilerini incelememiz ve kümülatif etkilerini değerlendiremememiz bu analizin yetersiz yanlarıdır. Bundan dolayı yaptığımız çalışmanın sonuçlarının in vivo çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKÇA

1. **Baccetti T, Franchi L, Kim LH.** Effect of timing on the outcomes of 1-phase nonextraction therapy of Class II malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2009**;136(4):501-9.
2. **Baccetti T, Franchi L, Stahl F.** 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2009**;135(6):691-8.
3. **Bishara SE, Cummins DM, Zaher AR.** Treatment and posttreatment changes in patients with Class II, Division 1 malocclusion after extraction and nonextraction treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1997**;111(1):18-27.
4. **Janson G, Sathler R, Fernandes TMF, Zanda M, Pinzan A.** Class II malocclusion occlusal severity description. *J. Appl Oral Sci.* **2010**;18(4):397-402.
5. **Proffit W, Phillips C, Dann C.** Who seeks surgical-orthodontic treatment? *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* **1990**;5(3):153-60.
6. **Lai M.** Molar distalization with the Herbst appliance. *Semin Orthod.* **2000**;6(2):119-28
7. **Bowman SJ.** Upper-molar distalization and the distal jet. *J Clin Orthod.* **2016**;50(3):159-69.
8. **Nissen SH.** The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *J Clin Orthod.* **2017**;51(9):564-7.
9. **Kim-Berman H, McNamara Jr JA, Lints JP, McMullen C, Franchi L.** Treatment effects of the Carriere Motion 3D appliance for the correction of Class II malocclusion in adolescents. *Angle Orthod.* **2019**;89(6):839-46.
10. **Konda P, Tarannum S.** Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *J Pharm Biomed Sci.* **2012**;16(11):1-4.
11. **Bishara SE.** Class II malocclusions: diagnostic and clinical considerations with and without treatment. *Semin Orthod.* **2006**;12(1):11-24
12. **Angle EH.** *Treatment of Malocclusion of the Teeth.* 1st Ed, SS White Dental Mfg. Co, Philadelphia, **1907**, 28-42
13. **Grabner T.** Overbite—the dentist’s challenge. *J Am Dent Assoc.* **1969**;79(5):1135-45.
14. **Sassouni V.** A classification of skeletal facial types. *Am J Orthod.* **1969**;55(2):109-23.
15. **Sassouni V.** The Class II syndrome: differential diagnosis and treatment. *Angle Orthod.* **1970**;40(4):334-41.
16. **Alhammadi MS, Halboub E, Fayed MS, Labib A, El-Saaidi C.** Global distribution of malocclusion traits: A systematic review. *Dental Press J Orthod.* **2018**;23(40):41-8.
17. **Bilgic F, Gelgor IE, Celebi AA.** Malocclusion prevalence and orthodontic treatment need in central Anatolian adolescents compared to European and other nations' adolescents. *Dental Press J Orthod.* **2015**;20:75-81.
18. **Nur B, Ilhan D, Fişekcioglu E, Oktay I.** Prevalence of orthodontic malocclusion and evaluation criteria in 7 geographic regions of Turkey. *Turkish J Orthod.* **2014**; 26(4): 154-61

19. **Graber TM.** The “three M’s”: Muscles, malformation, and malocclusion. *Am J Orthod.* **1963**;49(6):418-50.
20. **Lundström A.** *Tooth size and occlusion in twins.* 1st Ed, Karger Publishers, New York, **1948**, 110-30
21. **Lear CS, Flanagan Jr J, Moorrees C.** The frequency of deglutition in man. *Arch Oral Biol.* **1965**;10(1):83-115.
22. **Harvold E.** Some biologic aspects of orthodontic treatment in the transitional dentition. *Am J Orthod.* **1963**;49(1):1-14.
23. **Pancherz H, Zieber K, Hoyer B.** Cephalometric characteristics of Class II division 1 and Class II division 2 malocclusions: a comparative study in children. *Angle Orthod.* **1997**;67(2):111-20.
24. **Kim YH.** A comparative cephalometric study of Class II, Division 1 nonextraction and extraction cases. *Angle Orthod.* **1979**;49(2):77-84.
25. **McNamara Jr JA.** Components of Class II malocclusion in children 8–10 years of age. *Angle Orthod.* **1981**;51(3):177-202.
26. **Proffit WR, White RP, Sarver DM.** *Contemporary treatment of dentofacial deformity.* 4th Ed, Mosby St. Louis, Missouri, **2003**, 3-27
27. **Littlewood S, Tait A, Mandall N, Lewis D.** The role of removable appliances in contemporary orthodontics. *Br Dent J.* **2001**;191(6):304-10.
28. **Franchi L, Alvetto L, Giuntini V, Masucci C, Defraia E, et al.** Effectiveness of comprehensive fixed appliance treatment used with the Forsus Fatigue Resistant Device in Class II patients. *Angle Orthod.* **2011**;81(4):678-83.
29. **Stucki N, Ingervall B.** The use of the Jasper Jumper for the correction of Class II malocclusion in the young permanent dentition. *Eur J Orthod.* **1998**;20(3):271-81.
30. **VanLaecken R, Martin CA, Dischinger T, Razmus T, Ngan P.** Treatment effects of the edgewise Herbst appliance: a cephalometric and tomographic investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2006**;130(5):582-93.
31. **Ruf S, Pancherz H.** Orthognathic surgery and dentofacial orthopedics in adult Class II Division 1 treatment: mandibular sagittal split osteotomy versus Herbst appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2004**;126(2):140-52.
32. **McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG.** *Orthodontics and dentofacial orthopedics.* 2nd Ed, Needham Press Ann Arbor, **2001**,
33. **Pancherz H.** The Herbst appliance—its biologic effects and clinical use. *Am J Orthod.* **1985**;87(1):1-20.
34. **McNamara JA, Howe RP.** Clinical management of the acrylic splint Herbst appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1988**;94(2):142-9.
35. **Pancherz H, Ruf S.** *The Herbst appliance: research-based clinical management.* 1st Ed, Quintessence Publishing Company, Chicago, **2008**, 27-31.
36. **Sfondrini M, Cacciafesta V, Sfondrini G.** Upper molar distalization: a critical analysis. *Orthod. Craniofacial Res.* **2002**;5(2):114-26.
37. **Cambiano AO, Janson G, Fuziy A, Garib DG, Lorenzoni DC.** Changes consequent to maxillary molar distalization with the bone-anchored pendulum appliance. *J Orthod Sci.* **2017**;6(4):141-6

38. **Almuzian M, Alharbi F, White J, McIntyre G.** Distalizing maxillary molars—how do you do it? *Orthod Update.* **2016**;9(2):42-50.
39. **Patil N, Kerudi V, Patil HA, Tekale PD, Bonde P, et al.** Molar distalization by miniplates-a review. *J Appl Dent Med Sci.* **2016**;2:123-30.
40. **Anasart K, Pattarahirun A, Suzuki EY, Suzuki B, Sukjamsri C.** Comparison of molar distalization devices in a treatment of malocclusion class II: finite element analysis. *Acm Press.* **2019**;19:229–34.
41. **Pindoria J, Fleming P, Sharma P.** Inter-proximal enamel reduction in contemporary orthodontics. *Br Dent J.* **2016**;221(12):757-63.
42. **Antonarakis GS, Kiliaridis S.** Maxillary molar distalization with noncompliance intramaxillary appliances in Class II malocclusion: a systematic review. *Angle Orthod.* **2008**;78(6):1133-40.
43. **Bellini-Pereira SA, Pupulim DC, Aliaga-Del Castillo A, Henriques JFC, Janson G.** Time of maxillary molar distalization with non-compliance intraoral distalizing appliances: a meta-analysis. *Eur J Orthod.* **2019**;41(6):652-60.
44. **Haydar S, Üner O.** Comparison of Jones jig molar distalization appliance with extraoral traction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2000**;117(1):49-53.
45. **Kang J-M, Park JH, Bayome M, Oh M, Park CO, et al.** A three-dimensional finite element analysis of molar distalization with a palatal plate, pendulum, and headgear according to molar eruption stage. *Korean J Orthod.* **2016**;46(5):290-300.
46. **Jeckel N, Rakosi T.** Molar distalization by intra-oral force application. *Eur J Orthod.* **1991**;13(1):43-6.
47. **Bellini-Pereira S-A, Aliaga-Del Castillo A, Vilanova L, Patel M-P, Reis R-S.** Sagittal, rotational and transverse changes with three intraoral distalization force systems: Jones jig, distal jet and first class. *J Clin Exper Dent.* **2021**;13(5):455-62.
48. **Carrière L.** A new Class II distalizer. *J Clin Orthod.* **2004**;38(4):224-31.
49. **McNamara JA.** Invisible retainers. *J Clin Orthod.* **1985**;19:570-8.
50. **Sandifer CL, English JD, Colville CD, Gallerano RL, Akyalcin S.** Treatment effects of the Carrière distalizer using lingual arch and full fixed appliances. *J World Fed Orthod.* **2014**;3(2):49-54.
51. **Hamilton C, Saltaji H, Preston C, Flores-Mir C, Tabbaa S.** Adolescent patients' experience with the Carriere distalizer appliance. *Eur J Paediatr Dent.* **2013**;14(3):219-24.
52. **Areepong D, Kim KB, Oliver DR, Ueno H.** The Class II Carriere Motion appliance: A 3D CBCT evaluation of the effects on the dentition. *Angle Orthod.* **2020**;90(4):491-9.
53. **Fouda AS, Attia KH, Abouelezz AM, El-Ghafour MA, Aboufotouh MH.** Anchorage control using miniscrews in comparison to Essix appliance in treatment of postpubertal patients with Class II malocclusion using Carrière Motion Appliance: A randomized clinical trial. *Angle Orthod.* **2022**;92(1):45-54.
54. **Ramoğlu S, Oğuz O.** Finite element methods in dentistry. *J Dent Fac Atatürk Uni.* **2014**;24(3):175-80.
55. **Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK.** Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod.* **1974**;65(3):250-9.

56. **Geramy A.** Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *Eur J Orthod.* **2002**;24(1):21-33.
57. **Szwedowski TD, Whyne CM, Fialkov JA.** Toward characterization of craniofacial biomechanics. *J Craniofac Surg.* **2010**;21(1):202-7.
58. **Kydd WL, Daly CH.** The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J Prosthet Dent.* **1982**;47(3):317-29.
59. **Güngör M, DüNDAR M, Artunç C.** Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg.* **2005**;26:107-16.
60. **Nikolai RJ.** On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod.* **1975**;68(3):290-302.
61. **Craig RG.** *Restorative dental materials*. 13th Ed, Elsevier, Philadelphia, **2012**, 75-99.
62. **Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B.** Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1991**;99(5):427-40.
63. **Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT.** A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod.* **2001**;71(2):127-31.
64. **Zienkiewicz OC, Morice P.** *The finite element method in engineering science*. 1st Ed, MCgraw-hill, London, **1971**, 143-50.
65. **Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K.** Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1999**;115(3):267-74.
66. **Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS.** A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2003**;123(4):441-50.
67. **Asar N.** *İmplant Destekli İki Farklı Sabit Üst Yapı Tasarımının Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Farklı Kemik Tiplerine Göre Değerlendirilmesi*. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara, **2006**.
68. **Mow VC, Huiskes R.** *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology*. 3rd Ed, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, **2005**, 110-42.
69. **Sağesen H.** *İçi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli overdenture'larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, **2000**.
70. **O'brien WJ.** *Dental materials and their selection*. 4th Ed, Quintessence, Chicago, **2002**, 1-12.
71. **Marghitu D.** *Theory of Mechanisms. Mechanical Engineer's Handbook*. 1st Ed, Academic Press, Alabama **2001**, 178-90.
72. **Miura F, Nakagawa K, Masuhara E.** New direct bonding system for plastic brackets. *Am J Orthod.* **1971**;59(4):350-61.
73. **Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B.** The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2003**;123(4):367-73.

74. **Gallas M, Abeleira M, Fernandez J, Burguera M.** Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* **2005**;27(1):12-6.
75. **Kutz M.** *Mechanical engineers' handbook, volume 1: Materials and engineering mechanics.* 4th Ed, John Wiley & Sons, New Jersey, **2015**, 55-70
76. **Hughes TJ.** *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis.* 5th Ed, Courier Corporation, New York, **2012**, 10-55
77. **Tosun Y.** *Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri.* 1st Ed, Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, **1999**, 6-7.
78. **Moaveni S.** *Finite element analysis theory and application with ANSYS.* 3th Ed. Pearson Education, India, **2011**, 86-95
79. **Shaw A, Sameshima G, Vu H.** Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod. Craniofacial Res.* **2004**;7(2):98-107.
80. **Adıgüzel Ö.** Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dent J Dicle.* **2010**;11(1):18-23.
81. **Askeland DR, Phulé PP, Wright WJ, Bhattacharya D.** *The science and engineering of materials.* 6th Ed, Cengage Learning, Stamford, **2003**, 1-23
82. **Avallone EA, Baumeister III T.** *Marks' standard handbook for mechanical engineers.* 13th Ed, McGraw-Hill Education, New York, **1986**, 4-80
83. **Grbović A, Mihajlović D.** Practical aspects of finite element method applications in dentistry. *Balk J Dent Med.* **2017**;21(2):69-77.
84. **Geng J-P, Tan KB, Liu G-R.** Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* **2001**;85(6):585-98.
85. **Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ.** Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1987**;92(6):499-505.
86. **Chopade SR, Madhav VNV, Palaskar J.** Finite element analysis: New dimension in prosthodontic research. *J Dent Allied Sci.* **2014**;3(2):85-8.
87. **Logan DL.** *A First Course in the Finite Element Method.* 5th Ed, Nelson Education Ltd, Ontario, **2007**: 1-27.
88. **Mohammed S, Desai H.** Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: an overview. *J Oral Health Sci.* **2014**;2(4):1-5.
89. **Moeen F, Nisar S, Dar N.** A Step by Step Guide to Finite Element Analysis in Dental Implantology. *Pak Oral Dent J.* **2014**;34(1),17-21.
90. **Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I.** Anchorage effects of a palatal osseointegrated implant with different fixation: a finite element study. *Angle Orthod.* **2005**;75(4):593-601.
91. **Shetty P, Hegde A, Rai K.** Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent.* **2010**;34(3):281-5.
92. **Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F.** Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* **1998**;24(2):80-8.

93. Activity 880 optik tarayıcı cihazı. http://www.researchgate.net/figure/Activity-880-Smart-Optics-Sensortechnik,GmbH-Bochum-Germany-optical-scanner_fig1_332146544. Erişim tarihi: 27.05.2020
94. Robert McNeel & Associates. Rhinoceros. Version 4.0. USA, 2007.
95. VirtualGrid Inc. VRMesh Studio. Version 6.5. WA, USA, 2011.
96. ALGOR Inc. Algor Fempro. Version 21. USA, 2009.
97. Able Software Corp. 3D Doctor. Version 4.0, MA, USA, 2002.
98. **Nelson SJ.** *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion*. 10th Ed, Elsevier Health Sciences, Nevada, **2014**, 1-19.
99. **Yu I-J, Kook Y-A, Sung S-J, Lee K-J, Chun Y-S, et al.** Comparison of tooth displacement between buccal mini-implants and palatal plate anchorage for molar distalization: a finite element study. *Eur J Orthod*. **2014**;36(4):394-402.
100. **Helal MA, Wang Z.** Biomechanical assessment of restored mandibular molar by endocrown in comparison to a glass fiber post-retained conventional crown: 3D finite element analysis. *J Prosthodont*. **2019**;28(9):988-96.
101. **Comba B, Parrini S, Rossini G, Castroflorio T, Deregibus A.** A three-dimensional finite element analysis of upper-canine distalization with clear aligners, composite attachments, and class II elastics. *J Clin Orthod*. **2017**;51(1):24-8.
102. **McNamara Jr JA, Franchi L, McClatchey LM, Kim-Berman H.** *Evaluating New Approaches To The Treatment Of Class II and Class III Malocclusion: The Carriere Motion Appliance*. Annual International Conference on Craniofacial Research, Michigan, **2020**, 139.
103. **Okeson JP.** *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 8th Ed, Elsevier Health Sciences, Kentucky, **2019**, 55-62.
104. **Ulusoy Ç, Darendeliler N.** Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **2008**;133(4):490-9.
105. **Meyer C, Kahn J-L, Lambert A, Boutemy P, Wilk A.** Development of a static simulator of the mandible. *J CranioMaxillofac Surg*. **2000**;28(5):278-86.
106. **Uner O, Darendeliler N, Bilir E.** Effects of an activator on the masseter and anterior temporal muscle activities in Class II malocclusions. *J Clin Pediatr Dent*. **1999**;23(4):327-32.
107. **Lai M.** Molar distalization with the Herbst appliance. *Semin Orthod*. **2000**;6(2):119-28
108. **Aras A, Ada E, Saracoğlu H, Gezer NS, Aras I.** Comparison of treatments with the Forsus fatigue resistant device in relation to skeletal maturity: a cephalometric and magnetic resonance imaging study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **2011**;140(5):616-25.
109. **Baccetti T, Franchi L, Toth LR, McNamara Jr JA.** Treatment timing for Twin-block therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **2000**;118(2):159-70.
110. **Nucera R, Miliati A, Giudice AL, Longo V, Fastuca R, et al.** Skeletal and dental effectiveness of treatment of class II malocclusion with headgear: a systematic review and meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract*. **2018**;18(1):41-58.

111. **Konik M, Pancherz H, Hansen K.** The mechanism of Class II correction in late Herbst treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1997**;112(1):87-91.
112. **Yin K, Han E, Guo J, Yasumura T, Grauer D, et al.** Evaluating the treatment effectiveness and efficiency of Carriere Distalizer: a cephalometric and study model comparison of Class II appliances. *Prog Orthod.* **2019**;20(1):1-12.
113. **Peterson Jr JE, McNamara Jr JA.** Temporomandibular joint adaptations associated with Herbst appliance treatment in juvenile rhesus monkeys (*Macaca mulatta*). *Semin Orthod.* **2003**;9(1):12-25
114. **Pancherz H, Ruf S, Kohlhas P.** “Effective condylar growth” and chin position changes in Herbst treatment: a cephalometric roentgenographic long-term study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1998**;114(4):437-46.
115. **Ruf S, Pancherz H.** Temporomandibular joint remodeling in adolescents and young adults during Herbst treatment: a prospective longitudinal magnetic resonance imaging and cephalometric radiographic investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1999**;115(6):607-18.
116. **Sloss EA, Southard KA, Qian F, Stock SE, Mann KR, et al.** Comparison of soft-tissue profiles after treatment with headgear or Herbst appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2008**;133(4):509-14.
117. **Burkhardt DR, McNamara Jr JA, Baccetti T.** Maxillary molar distalization or mandibular enhancement: a cephalometric comparison of comprehensive orthodontic treatment including the pendulum and the Herbst appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2003**; 123(2): 108-16.
118. **Schaefer AT, McNamara Jr JA, Franchi L, Baccetti T.** A cephalometric comparison of treatment with the Twin-block and stainless steel crown Herbst appliances followed by fixed appliance therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2004**;126(1):7-15.
119. **Attia K, Aboufotouh M, Fouda A.** Threedimensional computed tomography evaluation of airway changes after treatment with Carriere Motion 3D Class II appliance. *J Dent Maxillofacial Res.* **2019**;2(1):16-9.
120. **Taylor KL, Evangelista K, Muniz L, Ruellas ACdO, Valladares-Neto J, et al.** Three-dimensional comparison of the skeletal and dentoalveolar effects of the Herbst and Pendulum appliances followed by fixed appliances: A CBCT study. *Orthod Craniofacial Res.* **2020**;23(1):72-81.
121. **Mahler D, Peyton FA.** Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* **1955**; 34(6): 831-8.
122. **Meštrović S, Šlaj M, Rajić P.** Finite element method analysis of the tooth movement induced by orthodontic forces. *Coll Antropol.* **2003**;27(2):17-21.
123. **Geiger M, Schneider J, Sander FG.** Finite element calculation of bone remodeling in orthodontics by using forces and moments. *J Mech Med Biol.* **2003**;3(2):123-34.
124. **Gupta A, Kohli VS, Hazarey PV, Kharbanda OP, Gunjal A.** Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 1. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2009**;135(6):737-48.
125. **Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I.** Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2008**;134(1):53-9.
126. **Holberg C, Rudzki-Janson I.** Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* **2006**;76(4):543-50.

127. **Lee H, Ting K, Nelson M, Sun N, Sung S-J.** Maxillary expansion in customized finite element method models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2009**;136(3):367-74.
128. **Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas Aa, McDonald J.** Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. *Eur J Orthod.* **2008**;30(5):437-48.
129. **Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, et al.** Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* **2009**;31(1):12-20.
130. **Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y.** Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* **2008**;36(7):463-71.
131. **Tominaga J-y, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, et al.** Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics: A 3D finite element study. *Angle Orthod.* **2009**;79(6):1102-7.
132. **Mascarenhas R, Revankar AV, Mathew JM, Chatra L, Husain A, et al.** Effect of intrusive and retraction forces in labial and lingual orthodontics: A finite element study. *APOS Trends Orthod.* **2014**;4(2):36-9.
133. **Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F.** Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* **1992**;68(1):96-102.
134. **Nagahara K, Murata S, Nakamura S, Tsuchiya T.** Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *Angle Orthod.* **1999**;69(4):372-9.
135. **Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffkò J.** Experimental and finite element study of a human mandible. *J CranioMaxillofac Surg.* **2000**;28(2):91-6.
136. **Gautam P, Valiathan A, Adhikari R.** Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2009**;135(6):723-8.
137. **Küçükkeleş N, Sandalli T.** Cephalometric evaluation of the therapeutic effects of the Herbst appliance in the treatment of Class II. Div I. malocclusion. *J Marmara Univ Dent Fac.* **1992**;1(3):230-6.
138. **Hansen K, Koutsonas TG, Pancherz H.** Long-term effects of Herbst treatment on the mandibular incisor segment: a cephalometric and biometric investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1997**;112(1):92-103.
139. **McNamara Jr JA, Howe RP, Dischinger TG.** A comparison of the Herbst and Fränkel appliances in the treatment of Class II malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1990**;98(2):134-44.
140. **Valant JR, Sinclair PM.** Treatment effects of the Herbst appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1989**;95(2):138-47.
141. **Windmiller EC.** The acrylic-splint Herbst appliance: a cephalometric evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1993**;104(1):73-84.
142. **Schweitzer M, Pancherz H.** The incisor–lip relationship in Herbst/multibracket appliance treatment of class II, division 2 malocclusions. *Angle Orthod.* **2001**;71(5):358-63.
143. **Pangrazio-Kulbersh V, Berger JL, Chermak DS, Kaczynski R, Simon ES, et al.** Treatment effects of the mandibular anterior repositioning appliance on patients with Class II malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2003**;123(3):286-95.

144. **Aksoy A.** Ciger S. Herbst apareyi uygulanan sınıf II bölüm 1 maloklüzyonlu bireylerde, dentofasial sistemdeki degisikliklerin sefalometrik olarak incelenmesi. *HU Dishek Fak Derg.* **1985**;2:72-9.
145. **Katar Sevilmiş D.** *Herbst apareyinin sınıf II maloklüzyon tedavisinde dento-fasiyal yapıya etkilerinin incelenmesi.* Doktora tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, **2005**.
146. **Wilson BM.** *The Class II Carriere Motion Appliance: A 3D Comparison of the Shorty and Standard Carriere Appliances Using CBCT,* Doctoral Thesis, Saint Louis University, Saint Louis, **2018**.
147. **Bahaitham A, Goonewardene M, Razza M.** Treatment Effects of Forsus™ Fatigue Resistant Device versus Herbst Appliance in treatment of Class II div 1 Malocclusion. *Sri Lankan J Orthod.* **2020**;2:71-92.
148. **Akış H.** *Sınıf II bölüm 1 maloklüzyonların tedavisinde kullanılan hareketli ve mini vida destekli sabit fonksiyonel apareylerin dentofasiyal yapılar üzerine olan etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi.* Uzmanlık Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas, **2017**.
149. **Gurbanov V, Bas B, Öz AA.** Evaluation of stresses on temporomandibular joint in the use of Class II and III orthodontic elastics: a three-dimensional finite element study. *J CranioMaxillofac Surg.* **2020**;78(5):705-16.
150. **Ruf S.** Short-and long-term effects of the Herbst appliance on temporomandibular joint function. *Semin Orthod.* **2003**;9(1):74-86
151. **Krishnan V, Davidovitch Ze.** Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2006**;129(4):461-9.
152. **Yang C, Wang C, Deng F, Fan Y.** Biomechanical effects of corticotomy approaches on dentoalveolar structures during canine retraction: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2015**;148(3):457-65.
153. **Lin T-S, Tsai F-D, Chen C-Y, Lin L-W.** Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2013**;143(2):182-9.
154. **Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C.** Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *Angle Orthod.* **2012**;82(5):875-80.

EKLER

EK-1

HMKÜ							
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL							
KARAR FORMU							
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 08				Tarih: 18/02/2021		
	KARAR 08- Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Dr.Öğr. Üyesi Hakkı YILMAZ'ın "Sınıf 2 maloklüzyon tedavisinde kullanılan Carriere Motion ve Herbst aparatlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi (3 dimensional finite element method – 3D FEM) ile karşılaştırılması" isimli çalışması görüşülmüş olup; çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve etik kurallara uygun bulunmuş olup; çalışmanın finans kaynağı olarak gösterilen, Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'nden (BAP) gerekli belgelerin Kurulumuza ulaştıktan sonra Çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.						
ETİK KURUL ÜYELERİ							
Çalışma Esası:	İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu						
Etik Kurul Başkanı	Prof.Dr.İbrahim Halil ÇERÇİ						

ETİK KURUL ÜYELERİ								
Ünvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki		Katılım		İmza
Prof.Dr.İbrahim Halil ÇERÇİ Başkan	Veteriner	HMKÜ Veteriner Fakültesi	E	☐	H✓	E✓	H ☐	
Prof.Dr.Hülya YALÇIN Başkan Yrd.	Nükleer Tıp	HMKÜ Tıp Fakültesi	K	☐	H✓	E✓	H ☐	
Prof.Dr. A.Güler OKYAY Başkan Yrd.	Kadın Hast. Ve Doğum	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	☐	H✓	E✓	H ☐	
Prof.Dr.Alper ASLAN Üye	Beden Eğitimi	HMKÜ BESYO	E	☐	H✓	E✓	H ☐	
Prof.Dr.Tümay ÖZGÜR Üye	Patoloji	HMKÜ Tıp Fakültesi	K	☐	H✓	E✓	H ☐	
Doç.Dr.Cengiz ARLI Üye	Kulak Burun Boğaz	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	☐	H✓	E✓	H ☐	
Dr.Öğr.Üyesi Fatma ÖZ Üye	Anatomi	HMKÜ Tıp Fakültesi	K	☐	H✓	E✓	H ☐	
Dr.Öğr.Üyesi F. B. ZORTUK Üye	Diş Hekimi	HMKÜ Diş Hekimliği Fakültesi	K	☐	H✓	E✓	H ☐	
Doç.Dr. Oğuzhan ÖZCAN Üye	Tıbbi Biyokimya	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	☐	H✓	E ☐	H ✓	
Doç.Dr. Oğuz AKKUŞ Üye	Kardiyoloji	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	☐	H✓	E ☐	H ✓	
Doç.Dr.Sibel SEVİNÇ Üye	Hemşirelik	HMKÜ Sağlık Hiz. YO.	K	☐	H✓	E ☐	H ✓	

ASLI GİBİDİR
Enver Sedat BOB

