

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

**MANDİBULAR İLERLETMEDE KULLANILAN FARKLI SABİT
FONKSİYONEL APAREYLERİN DENTOALVEOLAR YAPILAR
ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ
YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Mustafa Onur ŞENGEZER

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Eyüp Burak KÜÇÜK

HATAY – 2020

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

**MANDİBULAR İLERLETMEDE KULLANILAN FARKLI SABİT
FONKSİYONEL APAREYLERİN DENTOALVEOLAR YAPILAR
ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ
YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Mustafa Onur ŞENGEZER

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Eyüp Burak KÜÇÜK

Bu tez, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 19.U.009 nolu proje olarak desteklenmiştir.

HATAY-2020

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

MANDİBULAR İLERLETMEDE KULLANILAN FARKLI SABİT FONKSİYONEL
APAREYLERİN DENTOALVEOLAR YAPILAR ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Uzmanlık Tezi

Mustafa Onur ŞENGEZER

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından .../.../2020 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oybirliği ile kabul edilmiştir.

Tez jürisi:

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Selin KALE VARLIK

Üye: Dr. Öğrt. Üyesi Eyüp Burak KÜÇÜK

Üye: Doç. Dr. Fundagül BİLGİÇ ZORTUK

Bu tez, dekanlığımız Ortodonti Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

.../.../2020

Prof. Dr. Nizami DURAN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı.

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmam sırasında bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Eyüp Burak Küçük'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman içtenlikle tecrübelerini benimle paylaşan, mesleki eğitimime katkıda bulunan Dr. Öğr. Üyesi Fundagül Bilgiç Zortuk başta olmak üzere; hocalarımız Dr. Öğr. Üyesi Özlem Akıncı Sözer, Dr. Öğr. Üyesi Hakkı Yılmaz ve Öğretim görevlisi Dr. Mohemmed Alraawi'ye,

Lisans eğitimine başladığım dönemden bugüne kadar her zaman her konuda yanımda olan değerli hocam Prof. Dr. Ayşegül Demirbaş'a,

Uzmanlık eğitimine aynı gün başladığımız her koşulda yanyana olan eşkıdemim Dt. Burcu Diken'e

Tez çalışmamın analiz sonuçlarını değerlendiren ve elde edilen sonuçların yorumlanmasında bana yardımcı olan başta Gözde Uluçay olmak üzere Ay tasarım ekibine,

Tez çalışmama olan katkısından dolayı Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine,

Uzmanlık eğitimim boyunca ve hayatımın her alanında her zaman yanımda olan ve beni destekleyen sevgili eşime ve bütün aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
ÇİZELGELER DİZİNİ	X
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XI
ÖZET	XII
ABSTRACT	XIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Sınıf II Maloklüzyon	4
2.1.1 Tanımı ve Sınıflandırılması	4
2.1.2 Epidemiyoloji	6
2.1.3 Etiyoloji	6
2.1.4 Sınıf II Maloklüzyonlarda Tedavi Yaklaşımları	9
2.2 Fonksiyonel Tedavi	10
2.2.1 Tanımı ve Tarihçesi	10
2.2.2 Fonksiyonel Tedavinin Etki Mekanizması	11
2.2.3 Fonksiyonel Tedavinin Zamanlaması	13
2.3 Fonksiyonel Apareyler	16
2.3.1 Hareketli Fonksiyonel Apareyler	16
2.3.2 Sabit Fonksiyonel Apareyler	18
2.4 Temporomandibular Eklem	23
2.5 Çiğneme Kasları	24
2.5.1 Temporal Kas	24
2.5.2 Masseter Kas	25
2.5.3 Medial Pterygoid Kas	26
2.5.4 Lateral Pterygoid Kas	27
2.6 Mekanik Kavramlar	28
2.6.1 Kuvvet	28
2.6.2 Gerilme (Stres)	29
2.6.2.1 Çekme Gerilmesi (Tensile Stress)	29
2.6.2.2 Baskı Gerilmesi (Compressive Stress)	29
2.6.2.3 Makaslama Gerilmesi (Shear Stress)	29
2.6.3 Asal Gerilme (Principal Stress)	30
2.6.4 Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)	30
2.6.5 Gerinim (Strain)	31
2.6.6 Gerilme-Gerinim Eğrisi (Stress-Strain Curve)	31
2.6.7 Deformasyon	31
2.6.8 Elastiklik Modülü (Young Modülü)	32
2.6.9 Elastik Sınır (Elastic Limit)	32
2.6.10 Poisson Oranı	32
2.6.11 Yield Stress	32
2.6.12 Homojen Cisim	33

2.6.13 İzotrop Cisim	33
2.6.14 Sınır Koşulları (Boundary Conditions)	33
2.6.15 Eleman (Element)	33
2.6.16 Rijit Eleman	33
2.6.17 Düğüm (Node)	33
2.7 Stres Analiz Yöntemleri	34
2.7.1 Gerinim Ölçer (Strain-Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi	34
2.7.2 Kırılabilir Vernikle Kaplama Tekniği	34
2.7.3 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	35
2.7.4 Lazer Işını ile Stres Analizi Yöntemi	35
2.7.5 Termografik Stres Analiz Yöntemi	35
2.7.6 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	35
2.7.6.1 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları ve Dezavantajları	37
2.7.6.2 Sonlu Elemanlar Analizini Oluşturan Aşamalar	38
2.7.6.2.1 Geometrik Modelin Oluşturulması	38
2.7.6.2.2 Matematik Modelin Oluşturulması	39
2.7.6.2.3 Malzeme Özelliklerinin Programa Girilmesi	40
2.7.6.2.4 Sınır Koşullarının Tanımlanması	41
2.7.6.2.5 Kuvvet Uygulanarak Denklemlerin Çözülmesi	41
2.7.6.2.6 Sonuçların Yorumlanması	41
2.8 Sonlu Elemanlar Analizinin Ortodontide Kullanımı	42
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1 Modellemede Kullanılan Araç ve Gereçler	43
3.2 Geometrik Modelin Oluşturulması	44
3.2.1 Alt-Üst Çene Kemiklerinin Modellenmesi	44
3.2.2 Alt-Üst Çene Dişlerinin Modellenmesi	46
3.2.3 Temporomandibular Eklem Diskinin Modellenmesi	47
3.2.4 Braket, Tüpler ve Ark Tellerinin Modellenmesi	47
3.2.5 Sabit Fonksiyonel Apareylerin Modellenmesi	47
3.3 Matematiksel Modelin Oluşturulması	49
3.4 Materyal ve Anatomik yapıların Özelliklerinin Girilmesi	50
3.5 Sınır ve Yükleme Koşulları	51
3.6 Sonlu Elemanlar Problemlerinin Çözümü ve Sonuçların Değerlendirilmesi	54
4. BULGULAR	58
4.1 Forsus Simülasyonu ile İlgili Bulgular	58
4.1.1 Forsus Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları	58
4.1.2 Forsus Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları	62
4.1.3 Forsus Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	68
4.1.3.1 Alt Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	68
4.1.3.2 Üst Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	71
4.2 PowerScope2 Simülasyonu ile İlgili Bulgular	74
4.2.1 PowerScope2 Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları	74
4.2.2 PowerScope2 Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları	79

4.2.3 PowerScope2 Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	85
4.2.3.1 Alt Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	85
4.2.3.2 Üst Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	88
4.3 Herbst simülasyonu ile İlgili Bulgular	91
4.3.1 Herbst Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları	91
4.3.2 Herbst Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları	94
4.3.3 Herbst Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	99
4.3.3.1 Alt Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	99
4.3.3.2 Üst Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları	102
5. TARTIŞMA	105
5.1 Amacın Tartışması	105
5.2 Gereç ve Yöntemin Tartışması	106
5.3 Bulguların Tartışması	114
5.3.1 Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması	114
5.3.2 Von Mises Gerilme Bulgularının Tartışması	118
5.3.3 Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Bulgularının Tartışması	119
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	123
7. KAYNAKLAR	125
ÖZGEÇMİŞ	136

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Temporal kası. AP, anterior kısmı; MP, orta kısmı; PP posterior kısmı.....	25
Şekil 2.2 Masseter kası. SP, superior yüzeysel kısmı; DP, derin kısmı.....	26
Şekil 2.3 Medial pterygoid kası.....	27
Şekil 2.4 İ inferior ve superior lateral pterygoid kası.....	28
Şekil 2.5 Gerilme tipleri: a) Basma gerilmesi, b) Çekme gerilmesi, c) Makaslama gerilmesi	30
Şekil 2.6 Gerilme-Gerinim eğrisi.....	31
Şekil 2.7 Geometrik model.....	38
Şekil 2.8 Ağ yapısı oluşturulmuş matematiksel model.....	40
Şekil 3.1 Activity 880 optik tarayıcısı.....	44
Şekil 3.2 Üst çene ve kafa kaidesi geometrik modeli.....	45
Şekil 3.3 Alt çene geometrik modeli.....	45
Şekil 3.4 Alt ve üst çene tomografi görüntüsü.....	46
Şekil 3.5 Alt-üst çene dişlerinin geometrik modellenmesi.....	46
Şekil 3.6 Braket ve ark tellerinin geometrik modellenmesi.....	47
Şekil 3.7 Forsus apareyinin üç boyutlu modeli.....	48
Şekil 3.8 Herbst apareyinin üç boyutlu modeli.....	48
Şekil 3.9 PowerScope2 apareyinin üç boyutlu modeli.....	49
Şekil 3.10 Eleman tipleri.....	50
Şekil 3.11 Forsus apareyi simülasyonunun yüklem koşulları ve apareyin oluşturduğu kuvvetin yönleri.....	52
Şekil 3.12 Forsus apareyinin uygulanması.....	52
Şekil 3.13 PowerScope2 simülasyonunun yüklem koşulları ve apareyin uyguladığı kuvvetin yönleri.....	53
Şekil 3.14 PowerScope2 apareyinin uygulanması.....	53
Şekil 3.15 Herbst apareyi simülasyonunun yüklem koşulları ve apareyin uyguladığı kuvvetin yönleri.....	54
Şekil 3.16 Herbst apareyinin uygulanması.....	54
Şekil 3.17 Kuvvet uygulama sonrası diş hareketleri.....	55
Şekil 3.18 Gerilme değerini gösteren renk skalası.....	56
Şekil 3.19 Sonlu elemanlar analiz yöntemi iş akış şeması.....	57
Şekil 4.1 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri	58
Şekil 4.2 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri	60
Şekil 4.3 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları.....	62
Şekil 4.4 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları (lingual görünüm).....	64
Şekil 4.5 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerler (bukkal görünüm).....	64
Şekil 4.6 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları.....	65
Şekil 4.7 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (bukkal görünüm).....	67

Şekil 4.8 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları (palatinal görünüm).....	68
Şekil 4.9 Forsus simülasyonunda alt çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları.....	69
Şekil 4.10 Forsus simülasyonunda alt çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları.....	69
Şekil 4.11 Forsus simülasyonunda alt çene spongiyoz kemik maksimum asal gerilme alanları.....	70
Şekil 4.12 Forsus simülasyonunda alt çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları.....	71
Şekil 4.13 Forsus simülasyonunda üst çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları.....	72
Şekil 4.14 Forsus simülasyonunda üst çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları.....	73
Şekil 4.15 Forsus simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik maksimum asal gerilme alanları.....	73
Şekil 4.16 Forsus simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları.....	74
Şekil 4.17 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri.....	75
Şekil 4.18 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri.....	77
Şekil 4.19 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları.....	79
Şekil 4.20 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (bukkal görünüm).....	81
Şekil 4.21 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları (lingual görünüm).....	81
Şekil 4.22 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları.....	82
Şekil 4.23 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri.....	84
Şekil 4.24 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları (palatinal görünüm).....	84
Şekil 4.25 PowerScope2 simülasyonunda alt çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları.....	85
Şekil 4.26 PowerScope2 simülasyonunda alt çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları.....	86
Şekil 4.27 PowerScope2 simülasyonunda alt çene spongiyoz kemik maksimum asal gerilme alanları.....	87
Şekil 4.28 PowerScope2 simülasyonunda alt çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları.....	87
Şekil 4.29 PowerScope2 simülasyonunda üst çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları.....	88
Şekil 4.30 PowerScope2 simülasyonunda üst çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları.....	89

Şekil 4.31 PowerScope2 simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik maksimum asal gerilme alanları.....	90
Şekil 4.32 PowerScope2 simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları.....	90
Şekil 4.33 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri	91
Şekil 4.34 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri	93
Şekil 4.35 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları.....	95
Şekil 4.36 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (bukkal görünüm)	97
Şekil 4.37 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları	97
Şekil 4.38 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri	99
Şekil 4.39 Herbst simülasyonunda alt çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları.....	100
Şekil 4.40 Herbst simülasyonunda alt çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları.....	100
Şekil 4.41 Herbst simülasyonunda alt çene spongiyoz kemik maksimum asal gerilme alanları.....	101
Şekil 4.42 Herbst simülasyonunda alt çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları.....	102
Şekil 4.43 Herbst simülasyonunda üst çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları.....	103
Şekil 4.44 Herbst simülasyonunda üst çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları.....	103
Şekil 4.45 Herbst simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik maksimum asal gerilme alanları.....	104
Şekil 4.46 Herbst simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları.....	104

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1 Materyal ve anatomik yapıların mekanik özellikleri.....	51
Çizelge 4.1 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm).....	59
Çizelge 4.2 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm)	61
Çizelge 4.3 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa).....	63
Çizelge 4.4 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa).....	66
Çizelge 4.5 Forsus simülasyonunda alt çenede kortikal ve spongiyoz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri.....	70
Çizelge 4.6 Forsus simülasyonunda üst çenede kortikal ve spongiyoz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri.....	72
Çizelge 4.7 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm)	76
Çizelge 4.8 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm).....	78
Çizelge 4.9 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)	80
Çizelge 4.10 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)	83
Çizelge 4.11 PowerScope2 simülasyonunda alt çenede kortikal ve spongiyoz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri (mpa)	86
Çizelge 4.12 PowerScope2 simülasyonunda üst çenede kortikal ve spongiyoz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri (mpa)	88
Çizelge 4.13 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm)	92
Çizelge 4.14 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm).....	94
Çizelge 4.15 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)	96
Çizelge 4.16 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)	98
Çizelge 4.17 Herbst simülasyonunda alt çenede kortikal ve spongiyoz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri (mpa)	101
Çizelge 4.18 Herbst simülasyonunda üst çenede kortikal ve spongiyoz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri (mpa)	102

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

σ : Gerilme

BT: Bilgisayarlı tomografi

CAD: Bilgisayar destekli tasarım

CBCT: Cone beam computed tomography (konik ışınli bilgisayarlı tomografi)

dyn: Dyne

E: Young modülü

ϵ : Gerinim

FRD: Forsus Fatigue Resistant Device

gf: Gram kuvvet

gr: Gram

kg: Kilogram

kgf: Kilogram kuvvet

m: Metre

mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

MRI: Manyetik rezonans görüntüleme

N: Newton

oz: Ons

Pa: Paskal

sn: Saniye

SUS: Sabbagh Universal Spring

TME: Temporomandibular eklem

%: Yüzde

°: Derece

ν : Poisson oranı

ÖZET

Mandibular İlerletmede Kullanılan Farklı Sabit Fonksiyonel Apareylerin Dentoalveolar Yapılar Üzerindeki Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile Değerlendirilmesi

Giriş ve Amaç: Bu çalışmanın amacı, yakın dönemde üretilmiş olan ve klinik uygulaması kolay olan PowerScope^{R2} (2014 American Orthodontics Corporation, Sheboygan, Wisconsin) apareyinin mandibula, maksilla ve dentoalveolar yapılar üzerindeki etkilerinin in vitro olarak sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi ve klinik rutininde çok kullanılan ForsusTM Fatigue Resistant Device EZ2 (FRD; 3M Unitek, Monrovia, California) ve Herbst (Dentaurum Inc., Newtown) apareyleri ile etkileri arasındaki farkların incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Çene kemiklerinin üç boyutlu sonlu elemanlar modeli, büyüme gelişimi tamamlanmış bir bireyden konik ışınli tomografi ile elde edilmiş ve çalışmanın yapıldığı firmadan temin edilmiştir (Ay tasarım, Ankara). Forsus, PowerScope2 ve Herbst apareyleri, üç ayrı sonlu elemanlar modelinde uygulanıp dişler, dentoalveolar yapılar ve çene kemikleri üzerindeki von Mises gerilme, minimum-maksimum asal gerilme ve yer değiştirme değerleri sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Bulgular: PowerScope2 apareyi uygulanan modelde alt kesici dişlerde, Forsus ve Herbst apareyi uygulanan modellerden daha fazla protrüzyon gözlenmiştir. Herbst apareyinin uygulandığı modellerde dişlerde von Mises gerilme değerleri diğer iki apareye göre oldukça yüksek gözlenmiştir. Sabit fonksiyonel apareylerin üst çene molar dişlerinde meydana getirdiği distalizasyon miktarı en fazla Herbst apareyinin uygulandığı modelde gözlenmiştir.

Sonuç: Çalışmamızda yüksek von Mises gerilimleri tüm simülasyonlarda kuvvetin iletildiği dişlerde görülmüştür. Yakın dönemde üretilmiş olan ve uygulama açısından diğer iki apareye göre daha kolay olan PowerScope2 apareyinin de diğer iki apareyle benzer etkiler oluşturduğu üst çenede istenmeyen molar dişte bukkal tipping gibi etkilerin ve mandibular retrognatili hastalarda istenmeyen üst çene molar distalizasyonun önlenmesi amacıyla ek önlemler alınması gerektiği tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Forsus, PowerScope, Herbst, Sonlu elemanlar analizi, Fonksiyonel tedavi

ABSTRACT

Evaluation of the Effects of Different Fixed Functional Appliances Used in Mandibular Advancement on Dentoalveolar Structures Using Finite Element Analysis Method

Introduction and Aim: The aim of this study is to evaluate the effects of the PowerScope^{R2} (2014 American Orthodontics Corporation, Sheboygan, Wisconsin) appliance, which is newly produced and of which clinical application is easier than many other fixed functional apparatus, on the structures of mandible, maxilla and dentoalveolar using finite analysis method in vitro and to study and compare the differences of its effects from ForsusTM Fatigue Resistant Device EZ2 appliance (FRD; 3M Unitek, Monrovia, California) and Herbst (Dentaurum Inc., Newtown) appliance which are widely used in routine clinic practices.

Material and methods: The three-dimensional finite element model of the jaw bones was obtained via cone beam tomography of an individual whose growth development was completed and it was provided by the firm where the study was conducted (Ay Tasarım, Ankara). Forsus, PowerScope2 and Herbst appliances were used in three separate finite element models and the values of von Mises stress, minimum-maximum principal stress and displacement on teeth, dentoalveolar structures and jaw bones were evaluated via finite element analysis method.

Results: More protrusions were observed in the lower incisors of the model applied with PowerScope2 appliance when compared with the models applied with Forsus and Herbst appliances. Von Mises stress values were observed to be quite high in the models where Herbst appliances were applied when compared to the other two appliances. The amount of distalization in the upper jaw molar teeth caused by fixed functional appliances was observed to be the highest in the model where the Herbst apparatus was applied.

Conclusion: In our study, it is observed that the high von Mises stresses were seen in the teeth where the force was transmitted in all simulations. It has been found out that PowerScope2 appliance, which is newly produced and can be applied easier when compared with the other two appliances, creates similar effects as the other two and that additional precautions should be taken to prevent undesirable buccal tipping effects in upper jaw and unwanted maxillary molar distalization in retrognathic patients.

Keywords : Forsus, PowerScope, Herbst, Finite element analysis, Functional therapy

1. GİRİŞ

Sınıf II bölüm 1 maloklüzyonlar ortodontik anomalilerin %12 ile %49'unu oluşturmaktadır.¹ Bu maloklüzyonların meydana gelmesinde genetik, irksal ve çevresel etkiler gibi pek çok etiyolojik faktör rol oynamaktadır. Her dört çocuktan birinde görülen bu anomalide, bireydeki problemin iskeletsel boyutunun olup olmadığı değerlendirilmelidir. Dişsel problemlerin çözümü için birçok alternatif tedavi olduğu halde, iskeletsel problemlerin çözümünde zamanlama ve seçilecek mekaniklere hastanın uyum göstermesi klinik başarıyı arttırmaktadır.^{1,2}

Büyüme gelişim dönemi içerisinde; maksiller gelişim fazlalığı, mandibular gelişim yetersizliği veya her ikisinin kombinasyonundan oluşan sınıf II bölüm 1 maloklüzyonlar büyük ölçüde başarı ile tedavi edilmektedir. Büyüme ve gelişim dönemi bittikten sonra, hastaların tedavileri ortognatik cerrahi ya da kompensatif olarak uygulanan yöntemler ile iskeletsel problemin kamufle edilmesi şeklinde gerçekleştirilebilmektedir.²

Sınıf II maloklüzyonlar, problemin kaynaklandığı çeneye göre farklı şekillerde tedavi edilebilirler.³ Bu maloklüzyonların %60'ı mandibular yetersizliğe bağlı olup, bu tip anomalilerin tedavisinde fonksiyonel tedaviler oldukça sık kullanılır. Büyüme ve gelişim dönemindeki bireylerde mandibular yetersizliğe bağlı sınıf II maloklüzyonlarda tedavi amacı, alt çenenin fonksiyonel aparatlar ile öne alınarak alt çene gelişiminin stimüle edilmesi ve böylece iskeletsel problemin düzeltilerek fonksiyon ve profilde iyileşme sağlanmasıdır.³ Ekstraoral aygıtlar, ağız içi distalizasyon yöntemleri, fonksiyonel aparatlar ve sınıf II elastik uygulamaları, büyüme ve gelişim dönemindeki bireylerde, sınıf II anomaliyi tedavi etmek için kullanılan ortodontik yöntemlerdendir. Diş çekimi ile sadece dişsel düzenlemenin sağlandığı kamuflej tedavisi ve yetişkin bireylerde iskeletsel çene anomalisini düzeltmek için yapılan ortognatik cerrahi diğer sınıf II tedavi yaklaşımlarındandır.

Çenelerin ideal dışı konumlarının ve yapısal bozukluklarının tedavisi için gereken dokusal değişimlerin ve organa ait fonksiyonel uyarıların sağlanması fonksiyonel ortopedik tedaviler ile gerçekleşmektedir. Fonksiyonel ortopedik tedavide, çiğneme, dil, dudak, yanak kaslarının fonksiyonlarından ve tonus değişikliklerinden meydana gelen kas uyarıları kemikte titreşimler oluşturarak, hücresel aktiviteyi ve kemik remodelasyonunu

arttırmaktadır. İnaktivasyonu da kemik remodelasyonunu azaltmaktadır. Bu kas uyarıları, fonksiyonel apareylerin kullanımı ile değişimi istenen dokulara iletilmektedir.⁴

Fonksiyonel ortopedik tedavide kullanılan apareyler hareketli ve sabit olmak üzere çalışma prensipleri birbirine benzeyen iki gruba ayrılmıştır. Hareketli fonksiyonel apareyler, hastanın gün içerisinde kullandığı ve yemek yeme veya farklı sosyal aktiviteleri sırasında çıkarabildiği apareylerdir. Bu grup apareyler içerisinde monoblok sıklıkla tercih edilir ve en önemli etkisini büyüme gelişim çağında olan hastalarda mandibula kondilinde göstermektedir. Monoblok, mandibulanın vertikal yönde hafifçe açılmasını ve sagittal yönde öne doğru gelmesini sağlar. Bu etki ile mandibula kondil başı kondil çukurunda aşağıya ve öne doğru yer değiştirmektedir. Böylece kondil başındaki endokondral ossifikasyon uyarılmaktadır. Mandibulanın yeni konumu ile hem mandibular kondilde, hem de artiküler fossada adaptif kemik değişimleriyle şekil değişikliği olmakta ve yeni kemik oluşumuyla da mandibulanın bütünüyle öne doğru yer değiştirdiği görülmektedir.⁵ Twin Blok, Bionator, MARS diğer hareketli fonksiyonel apareylerdir. Bu apareylerin boyutları, ağız içerisinde sabit durma zorlukları ve konuşma fonksiyonunda oluşturduğu olumsuzluklardan dolayı hastanın kooperasyonu zordur, aynı zamanda hastada motivasyon yetersizliği oluşması durumunda tedavide başarı da sağlanamayabilir.^{6, 7} Hareketli fonksiyonel apareylerde yaşanabilecek bu olumsuzlukların ortadan kaldırılması amacıyla sabit fonksiyonel apareyler geliştirilmiştir.

Sınıf II anomalilerin tedavisinde birçok farklı sabit fonksiyonel aparey kullanılmaktadır. Forsus™ Fatigue Resistant Device EZ2 (FRD, 3M Unitek, Monrovia, California, USA), PowerScope^{R2} (©2014 American Orthodontics Corporation), Jumper Jumper (American Orthodontics, Sheboygan, Wis.), Sabbagh Universal Spring (SUS², Dentaurem, Ispringen, Germany) ve Herbst apareyi (Dentaurem Inc., Newtown) klinik olarak sık kullanılan sabit fonksiyonel apareylerdir. Bu apareylerin tamamına yakını; yaylı bir mekanizma ile mandibulaya devamlı kuvvet uygularken, hastanın ağız açmasını ve alt çenenin sağ-sol hareketlerini kısıtlamayacak şekilde dizayn edilmiştir. Bu özellikleri ile hasta konforunun ve sabit fonksiyonel apareylerde sıklıkla karşılaşılan apareyin kırılması sorununa karşı dayanıklılığın üst seviyeye çıkartıldığı öne sürülmektedir.⁸ Herbst apareyi ise mekanizmasındaki bilateral sabit boyutlu pistonlar ile aktivasyon miktarı kadar mandibulayı devamlı önde tutarak sagittal ve vertikal yönde dentoiskeletsel değişim ve adaptasyon mekanizmalarının oluşması beklenen ve günümüzde farklı türlerde üretilen bir

sabit fonksiyonel apareydir. Tip IV Herbst apareyi mandibulayı rijit bir şekilde öne alırken aynı zamanda lateral hareketlerin yapılmasına da olanak sağlamaktadır. Bu yönüyle konuşma ve çiğneme gibi fonksiyonlarda hasta konforu artmaktadır.

Sınıf II bölüm 1 malokluzyon tedavisinde sabit fonksiyonel apareylerden Forsus apareyi uygulama kolaylığı ve hasta konforu açısından çok tercih edilen bir apareydir.⁶ PowerScope2 apareyi de uygulamada Forsus apareyindeki gibi molar bandına ihtiyaç duyulmayan ve yeni üretilmiş bir sabit fonksiyonel apareydir. Herbst apareyi ise yetişkin hasta grubundaki iskeletsel etkinliğinden dolayı günümüzde sıklıkla tercih edilebilen, mandibuler retrognati ve maksiller prognatiye bağlı iskeletsel sınıf II anomalilerde ortognatik cerrahi alternatifi olan bir apareydir.⁸ Bu çalışmanın amacı yeni üretilen ve klinik uygulaması diğer birçok sabit fonksiyonel apareyden daha kolay olan PowerScope2 apareyinin mandibula, maksilla ve dentoalveolar yapılar üzerindeki etkilerinin in vitro olarak sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi ve klinik rutinde çok kullanılan Forsus ve Herbst apareyleri ile etkileri arasındaki farkların incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Sınıf II Maloklüzyon

2.1.1 Tanımı ve Sınıflandırılması

İlk kez 1899'da Edward H. Angle tarafından sınıf II anomalinin tanımlaması yapılmıştır. Buna göre, kraniuma göre üst birinci molar dişi, sagittal yönde sabit kabul edilerek, alt birinci molar dişindeki konum değişikliklerine göre anomaliler tanımlanmıştır. Sınıflamada alt birinci molar dişinin üst birinci molar dişine göre normalden daha distalde konumlandığı durum sınıf II maloklüzyon olarak tanımlanmıştır.⁹ Bazı eksiklikleri olmasına rağmen Angle sınıflaması günümüzde dişsel ilişkinin değerlendirilmesinde en çok kullanılan sınıflamadır.

Angle, sınıflamasında üst birinci molar dişini oklüzyonun anahtarı olarak düşünerek sadece sagittal yöndeki bozuklukları değerlendirmiş ve maloklüzyonları üç temel sınıfa ayırmıştır.¹⁰

1. Angle Sınıf I Maloklüzyon: Üst daimi birinci molar dişin meziobukkal tüberkülünün, alt daimi birinci molar dişin meziobukkal oluşu ile oklüzyona geldiği ilişki olup ideal ilişki olarak tanımlanır. Bu kapanış türünde, molar dişlerin mezialindeki dişlerdeki çene içi düzensizliklerin varlığı, vertikal veya transversal yöndeki anomalilerin varlığı sınıf I maloklüzyon olarak tanımlanmaktadır.

2. Angle Sınıf II Maloklüzyon: Alt daimi birinci molar dişin, üst daimi birinci molar dişin daha distalinde konumlandığı ilişkidir. Sınıf II maloklüzyonun iki tane alt bölümü vardır. Bunlar:

Bölüm 1: Artmış overjet ile birlikte sınıf II molar ilişki görülmesidir.

Bölüm 2: Sınıf II molar ilişki ile birlikte artmış overbite ve azalmış kesici diş eksen eğimlerinin görüldüğü anomalidir.

Bu iki bölümün yanısıra molar kapanışın tek tarafta sınıf II ilişkide olduğu, diğer tarafta sınıf I ilişkide konumlandığı durum sınıf II subdivizyon olarak adlandırılmaktadır.

3. Angle Sınıf III Maloklüzyon: Alt daimi birinci molar dişin, üst daimi birinci molar dişe göre normalden daha mezialde konumlandığı ilişkidir.

Sagittal yöndeki kapanış ilişkisini inceleyen Angle sınıflaması dişsel bir sınıflama olup iskeletsel ilişkiyi incelemede yetersiz kalmaktadır. Sefalometrik radyografinin ortodonti pratiğine girmesi ve bu konudaki çalışmaların ilerlemesi ile sefalometrik ölçümler yapılmış ve dental sınıflandırmaların yanı sıra iskeletsel sınıflandırmalar da yapılabilmektedir. 1953 yılında Steiner maloklüzyonların sagittal yönde sınıflandırılmasını sağlayan ve kendi adı ile anılan bir sefalometrik analiz yöntemi geliştirmiştir. Bu yöntemde sınıflandırma, sefalometrik değerlerden ANB açısına göre yapılmış ve maloklüzyonları sagittal yönde iskeletsel olarak sınıflamıştır. Analizde ANB açısı 0-4° arasında olan vakalar iskeletsel sınıf I, 4° den fazla olduğu vakalar iskeletsel sınıf II, 0° den az olduğu vakalar ise iskeletsel sınıf III olarak tanımlanmıştır.¹¹

İskeletsel ve dental sınıflama dikkate alındığında iskeletsel sınıf II, dişsel sınıf II bölüm 1 maloklüzyon; ANB açısının 4°'den büyük olduğu, alt birinci molar dişlerin üst birinci molar dişlere göre distalde konumlandığı ve overjetin 3 mm'den fazla olduğu maloklüzyon olarak tanımlanabilir.¹²

McNamara, sınıf II bölüm 1 maloklüzyonları dört grupta değerlendirmiştir:

1. Maksillada alveoler protrüzyon
2. Maksillada bazal protrüzyon
3. Mandibuler mikrognati
4. Mandibuler retrüzyon

Yazar, iskeletsel sınıf II anomalilerin büyük çoğunluğunun alt çenenin gelişim yetersizliğine bağlı meydana geldiğini belirtmiştir.³

Jarabak ve Fizzel sınıf II anomalileri; iskeletsel, dental, dentoalveoler, fonksiyonel veya nöromuskuler, kombine iskeletsel ve dentoalveoler olmak üzere beş grupta değerlendirmiştir.¹³ Bu gruplar:

1. İskeletsel sınıf II anomalide; kranial kaide ile alt ve üst çene kaide uyumu bozulmuştur.
2. Dental sınıf II anomalide; alt ve üst dental kaideler birbirlerine ve kranial kaideye göre normal ilişkidir, diş dizilerindeki bozukluk nedeniyle sınıf II kapanış ilişkisi mevcuttur.
3. Dentoalveoler sınıf II anomalide; üst alveoler kaide ve üst keserlerdeki protrüzyon

nedeniyle sınıf II kapanış mevcuttur, dental kaideler kranial kaideye ve birbirlerine göre normal ilişkidir.

4. Fonksiyonel veya nöromusküler sınıf II anomalide; periodontal ligament içinde bulunan sensör mekanizma alt çeneyi geriye zorlayan rol oynar bu nedenle sınıf II maloklüzyon oluşur.

5. Kombine dentoalveoler ve iskeletsel sınıf II anomalide; dişler arası ilişkilerdeki bozukluğun yanısıra dental kaidelerin kafa kaidesine uyumunda da problem mevcuttur.

2.1.2 Epidemiyoloji

Dünya genelinde yapılan epidemiyolojik çalışmalar sonucunda sınıf II maloklüzyon sıklığı hakkında birçok veri sağlanmıştır. Massler ve Fränkel, sınıf II maloklüzyon görülme sıklığını %16,68 bildirmişlerdir.¹⁴ Angle, karşılaştığı vakaların %27'sinin sınıf II anomalide olduğunu rapor etmiştir.¹⁵ Droschl, okul çağındaki çocuklarda yaptığı araştırmada, sınıf II anomalide oranını %37 olarak bildirmiştir.¹⁵ Nanda ve ark., Amerika'da yaşayan çocuklardaki maloklüzyon sıklığını belirlemek için yaptığı çalışmada, sınıf II anomalilerin %35 oranında olduğunu saptamıştır.¹⁶ Steigman ve ark., yaşları 13-15 arasında, 803 Arap çocuğunda yaptığı çalışmada; sınıf II bölüm 1 anomalilerin %8,5, sınıf II bölüm 2 anomalilerin ise %1,7 oranında görüldüğünü bildirmiştir.¹⁷ Çelikoğlu ve ark., Erzurum'da 1507 hastanın verilerini değerlendirdiği çalışmada, sınıf II anomalide sıklığının %38,3 olduğunu bildirmiş, bunun %28,9'unun sınıf II bölüm 1, %9,4'ünün sınıf II bölüm 2 olduğunu belirtmişlerdir.¹⁸ Sayın ve ark., ortodontik tedavi olmak isteyen kliniğe başvuran 1356 bireyi değerlendirmiş ve hastaları arasındaki farklı maloklüzyon sıklığını belirlemiştir. Buna göre hastalarının %24'ünün sınıf II anomalide olduğunu bildirmiş, bunların %19'unu ise sınıf II bölüm 1 maloklüzyonun oluşturduğunu rapor etmiştir.¹⁹ Başçiftçi ve ark., Konya bölgesinde, yaşları 6-19 yıl arasında 965 bireyi değerlendirmiş ve okul çağındaki çocuklarda maloklüzyon görülme sıklığını değerlendirmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, çocuklarda maloklüzyon görülme oranını %81 olarak saptamış ve bunların %15,9'unun sınıf II bölüm 1 olduğunu belirtmiştir.²⁰

2.1.3 Etiyoloji

İskeletsel sınıf II anomalilerin oluşmasında birçok faktörün sebep olduğu düşünülmektedir. Bu faktörler genetik ve çevresel olmak üzere iki ana gruba ayrılabilir.²¹

Sınıf II maloklüzyonlar kalıtsal geçiş gösterebilir. Genetik kalıtım ile anomaliler nesiller boyunca aktarılır ve bu özellikler tamamen benzeri ya da modifiye kombinasyonları şeklinde gelecek kuşaklarda görülebilir.²¹ Ebeveynlerden alınan dataların, çocuklar için kraniyofasiyal boyutların tahmin edilmesinde kullanılabilirliği, ebeveynlerin ve çocuklarının beraber incelenmesine neden olmuştur. Buna rağmen ailesel kalıtımla ilgili sayıca az çalışmaya rastlanmaktadır.²² Nakasima ve ark., sınıf II maloklüzyon gelişiminde genetik faktörlerin rolünü belirlemek amacıyla bu maloklüzyona sahip 96 bireyin ve çocuklarının kraniyofasiyal morfolojik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Çalışmadaki ebeveynler ve çocuklarından lateral ve frontal sefalometrik filmler alınmıştır. Bu grafler ebeveyn ve çocuklarında ayrı ayrı çakıştırma yapılarak değerlendirilmiştir. Araştırmanın sonucunda ebeveyn ve çocukları arasında anomali açısından yüksek bir korelasyon olduğu belirtilmiş ve sınıf II maloklüzyonun gelişiminde ailesel geçişin yüksek bir etken olduğu sonucuna varılmıştır.²³ Saunders ve ark., lateral sefalometrik filmler üzerindeki çalışmalarında aile üyelerinin kraniyofasiyal boyutları arası benzerliklerini incelemişlerdir. Çalışmada, kardeşler arasında ve ebeveyn ile çocukları arasında ayrı ayrı grup çalışmaları yapılmıştır. Sonuç olarak birinci derece akrabalarda yüksek derecede korelasyon olduğu sonucuna varılmıştır.²⁴ Çevresel faktörler maloklüzyonların meydana gelmesinde önemli bir rol oynamaktadır.²¹

Sınıf II bölüm 1 maloklüzyonların oluşmasında sebep olduğu düşünülen çevresel faktörler ise şu şekildedir:

1. Ağız solunumu: Nazofaringeal hastalıklar, proliferen adenoidlerin sebep olduğu burun hava yolunda tıkanıklığın oluşması veya alışkanlığa bağlı olarak görülebilmektedir. Bu durumda maksiller darlık, derin damak kubbesi, üst kesici dişlerde protrüzyon, alt çenede gelişim yetersizliği, alt dental arkın distal oklüzyonu meydana gelebilmektedir.²⁵

2. Parmak emme: Parmak emme alışkanlığının şiddeti, sıklığı ve süresine bağlı olarak üst kesici dişlerde protrüzyon ve alt çenede gelişim geriliği görülmektedir. Overjetin aşırı derecede arttığı durumlarda dudakların kapanmasında zorluk görülebilir. Sınıf II maloklüzyonların etiolojisinden biri de dudak emme alışkanlığı olabilmektedir.²⁵ Bu alışkanlık da parmak emmede olduğu gibi üst keserlerin protrüzyonu ve alt çenenin sagittal yöndeki büyümesinin azalmasına bağlı olarak sınıf II maloklüzyonla karakterizedir.

3. Anormal yutkunma alışkanlığı: Doğru yutkunmada dil, esas ağız boşluğu içerisinde yer alır, yanlış yutkunmada ise kesici dişler arasına yerleşerek kuvvet uygulamakta ve

bunun sonucunda keserlerde protrüzyon ve dentoalveolar intrüzyon görülmektedir.²⁵

4. Dudak yetersizliği: Dişlere gelen kuvvetler iç ve dışta denge halindedir. Bu dengede dudak kasları yeteri kadar kuvvet uygulamazsa, iç ve dış kuvvet dengesi bozulmakta ve üst keser dişlerde protrüzyon meydana gelmektedir.²⁶

5. Maksiller süt ikinci molar dişin erken kaybedilmesi: Maksiller süt ikinci molar dişin erken yaşlarda kaybedilmesi, maksiller daimi birinci molar dişin meziale hareketi, rotasyonu veya devrilmesine yol açar. Bunun sonucunda dişsel sınıf II maloklüzyon gelişebilmektedir.²¹ Etiyolojik faktörlerin:

- Dişlerin sıralanmasına etki etmesi sonucu oluşan anomaliler,
- Kemiklerin oluşumuna etki etmesi sonucu oluşan iskeletsel maloklüzyonlar,
- Nöromüsküler sistem üzerine etki etmesi sonucu oluşan fonksiyonel bozukluklar meydana gelmektedir.^{27,28}

Filogenetik evrim teorisi, fonksiyon yapmayan organda küçülme (atrofi) olduğunu savunmaktadır. Yemek yeme alışkanlıklarına göre çenelerde büyüme ya da küçülme görülmüştür. Buna bağlı olarak, doğadaki ideal olana ulaşma mekanizması sonucu kullanılmayan ve çene kavşına sığması artık mümkün olmayan bazı dişlerin konjenital olarak oluşmaması, morfolojik yapısının değişmesi mümkün olmaktadır.²⁸

Üst çenede görülen darlık sonucu bazı hastalarda sınıf II bölüm 1 maloklüzyonlar fonksiyonel olarak oluşmaktadır. Üst çenedeki darlık sonucunda, alt çene kapanışa geçerken genellikle üst süt kanin dişler bölgesinde erken temas noktaları oluşmaktadır. Kapanışın böyle olması durumunda alt çene, maksimum interkuspidasyona geçebilmesi için ideal olması gereken konumdan daha distal konuma zorlanmaktadır. Alt çenenin üst çeneye oranla daha geride konumlanması sonucu, overjet miktarında da artış görülmektedir. Bu durum başlangıçta fonksiyonel olarak gerçekleşse bile, darlığın erken dönemde tedavi edilmediği durumlarda iskeletsel anomali oluşmakta ve ilerleyen yaşlarda tedavisi daha zor olan maloklüzyonlar meydana gelmektedir.²⁸

Muzy'nin enerjivital teorisi incelendiğinde, bütün canlıların daha iyi bir şekil almaya ve erişkin olmaya eğilimi vardır ama bu eğilim büyüme gelişim dönemindeki engelleri aşacak yapıda değildir. Örneğin herhangi bir sebeple gelişim bozulursa, bu engel ortadan kalkana kadar bozulmuş yapı korunacaktır. Engel ortadan kalkarsa, gelişim devam

edecektir. Muzy'nin lienplastik teorisinde ise, iki kemik birbiri ile temas ediyorsa bu kemiklerden birinde olan değişiklik diğer kemikte de değişiklik yapmaktadır.²⁹

2.1.4 Sınıf II Maloklüzyonlarda Tedavi Yaklaşımları

Sınıf II maloklüzyonun tedavi planlaması tüm hasta gruplarında, problemin kaynağını saptamaya ve anormal değerleri normal değerlere getirmeye yönelik olmalıdır.^{3, 30} İskeletsel sınıf II maloklüzyonların tedavisinde en önemli tedavi hedefi, alt ve üst çenelerin birbiriyle olan uyumsuzluğunun ve profilin düzeltilmesidir.³¹

Sınıf II maloklüzyon görülen bireylerde, tedavi yaklaşımları alt ve üst çene kaidelerinin konumuna göre üç grupta sınıflandırılabilir.^{3, 30} Bunlar:

1. Üst ve alt çene kaidelerinin normal olduğu ve dişsel sınıf II yapı görülen bireyler. Böyle vakalarda:

- Servikal veya oksipital headgear gibi ağız dışı apareyler yardımıyla üst molar dişin distalizasyonu ile molar sınıf I ilişki sağlanması.
- Üst birinci premolar dişlerinin çekimi ile overjetin düzeltilmesi ve kanin ilişkisinin sınıf I, molar ilişkisinin sınıf II yapılması.
- Alt ve üst çeneden premolar dişlerinin çekimi ile overjetin düzeltilmesi ve sınıf I kanin ve sınıf I molar kapanış elde edilmesi. Genellikle üst çeneden birinci premolar dişi, alt çeneden birinci ya da ikinci premolar dişlerinin çekimi yapılmaktadır.
- İntraoral molar distalizasyonu ile üst molar dişlerin geriye taşınması ile sınıf I molar ilişki sağlanması.
- Sınıf II elastik kullanılarak sabit ortodontik tedavi aşamasında sınıf I ilişki elde edilmesi.

2. Üst çene kaidelerinin normale göre önde olduğu bireyler. Bu vakalarda:

- Servikal veya oksipital headgear yardımıyla üst çene gelişiminin inhibe edilmesi.
- Monoblok ve oksipital headgear kombinasyonu ile üst çene gelişiminin engellenmesi ve alt üst çenenin iskeletsel uyumunun sağlanması.
- Dişsel kamuflej sağlanması amacıyla üst çeneden birinci premolar dişlerinin çekimi.
- Ortognatik cerrahi ile üst çenenin geriye taşınması (bu tedavi seçeneği büyüme gelişim dönemini tamamlanmış hastalarda tercih edilir).

3. Alt çene kaidelerinin normale göre geride olduğu bireyler. Bu vakalarda:

- Hareketli fonksiyonel apareyler ile fonksiyonel tedavi gerçekleştirip, alt çenenin gelişiminin stimülasyonu sağlanabilir.
- Sabit fonksiyonel apareyler ile fonksiyonel tedavi yapılarak alt çenenin gelişiminin stimülasyonu sağlanabilir. Sabit fonksiyonel tedavi öncesi sabit ortodontik tedavi yapılır.
- Bazı durumlarda kamufraj tedavisi yapılır. Bu amaç ile üst çeneden birinci premolar dişlerinin çekimi yapılır.
- Ortognatik cerrahi ile alt çenenin öne taşınması sağlanabilir. Bu, büyüme gelişim dönemini tamamlamış hastalarda tercih edilen bir tedavi yöntemidir.

Sınıf II anomalilerde maksiller iskeletsel protrüzyon varlığında ekstraoral apareyler yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu ekstraoral apareyler maksillanın büyüme yönü olan ileri aşağı hareketini kısıtlamakta ve aynı zamanda maksiller ve mandibular dişlerin retrüzyonunu sağlamaktadırlar.¹²

Angle, şiddetli maksiller prognatinin olduğu vakalarda ekstraoral kuvvetlerin kullanılmasını önermiştir.³² Kingsley, ekstraoral kuvvetlerin üst çenede keserleri retrakte etmek için maksillaya uygulanmasını tanıtan kişidir.³³

Kloehn, servikal headgear ile sınıf II maloklüzyonun erken tedavisinde başarılı sonuçlar elde etmiştir.³⁴ Araştırmacı, dentisyonun geçiş aşamasında servikal headgear kullanımının, maksiller dişlerin geriye alınmasını sağladığını ayrıca maksillanın öne büyümesini geciktirdiğini, hatta durdurabildiğini söylemiştir. Bu etkiler ile servikal headgearin, sınıf II ilişkisinin düzeltilmesinde rol oynayabileceğini belirtmiştir.

Mandibular retrognati ile karakterize sınıf II maloklüzyonlarda tedavinin esas amacı, mandibulanın ideal büyüme ve gelişimini sağlamak amacıyla gelişim yönünü ve miktarını değiştirmektir. Bunu gerçekleştirmek için uygulanan esas tedavi fonksiyonel çene ortopedisidir.³⁵

2.2 Fonksiyonel Tedavi

2.2.1 Tanımı ve Tarihçesi

Çenelerde görülen iskeletsel bozuklukların, organlarda oluşturulan fonksiyonel uyarılar aracılığı ile elde edilen dokusal değişiklikler yardımıyla düzeltilmesine

fonksiyonel tedavi denir. Bu etkileri elde etmek üzere kullanılan apareyler ise fonksiyonel apareyler olarak tanımlanmaktadır.²⁸

Mandibuler retrognatiye bağı olarak oluşan iskeletsel sınıf II maloklüzyonların fonksiyonel apareyler aracılığıyla tedavisi üzerine çalışmalar 19. yüzyılda başlamıştır.³⁶ 1883 yılında Roux, fonksiyonel uyarılar ile kemik dokusu formunda değişiklik yapılabileceğini savunmuştur. 1892 yılında Wolff, kemiğin şekil almasında temel faktörün fonksiyonel uyarılar olduğunu bildirmiştir.³⁶

Monoblok apareyi, 1902 yılında Pierre Robin tarafından geliştirilmiştir. İlk monoblok apareyinde genişletici vida bulunmaktadır. Bu apareyin asıl yapıma amacı Pierre Robin Sendromlu hastaların tedavisini sağlamaktır. 1930 yılında Arthur Martin, Schwartz Active Plate isimli fonksiyonel apareyi tanıtmıştır.³⁶

Andresen, 1936 yılında Andresen apareyini (aktivatör) geliştirmiştir. Bu aparey, genel olarak kabul gören ilk fonksiyonel apareydir ve ilk önce retansiyon apareyi olarak kullanılmıştır. Andresen aktivatöründe alt çene yeniden konumlandırılır ve kaslarda konum değişikliği ile aktivasyon oluşur. Andresen ve Häupl, birlikte 'fonksiyonel çene ortopedisi' kavramını ortaya atmışlardır. Häupl, apareyin etki mekanizmasının kas aktivasyonuna bağlı olmasından dolayı 'aktivatör' adını kullanmıştır.^{36,37}

Rolf Fränkel 1966 yılında kendi adını verdiği fonksiyonel apareyi geliştirmiştir. Aparey ile alt çene daha ileri bir konuma alınmış ve aynı zamanda diş kavsi ve alveol kemiği üzerinde etkiyen kas kuvvetleri ortadan kaldırılmıştır. 1975 yılında ise Teuscher, headgear-aktivatör kombinasyonunu tork zemberek eklentileriyle kullanmış ve apareye kendi ismini vermiştir. Bu kombinasyonda, alt çenenin normal konumuna getirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca üst çenede oluşması beklenen değişimlerin kontrol altına alınması sağlanmıştır.¹²

2.2.2 Fonksiyonel Tedavinin Etki Mekanizması

Fonksiyonel tedavide temel mekanizma şartlandırılmış stimüluslar ile var olan stimulus dengesini bozmaktır. Bozulan bu denge ile kemikte morfolojik değişiklikler elde edilmektedir. Fonksiyonel aparey yardımı ile alt çene ileride konumlandırıldığında , lateral pterygoid kas dışındaki bütün çiğneme kaslarının boyu uzamaktadır. Boyu uzayan kaslar, eski boylarına dönmek amacıyla alt çeneyi geriye doğru çekmektedir. Alt ve üst çene bir blok haline getirildiği için bu kuvvet üst çenede gelişim yönünün tersi yönde etki

etmektedir. Sonuçta üst çenenin öne doğru gelişimini durdurmaktadır. Üst çenede meydana gelen etki bu şekilde iken, alt çenede dişler üzerine anterior yönde istenmeyen bir kuvvet etki etmektedir.²⁸

Aparey dizaynına bağlı olarak alt çene aşağı ve önde konumlandırıldığında, mandibula kondili normal pozisyonuna göre önde ve aşağıda konumlanmaktadır. Yeni konuma bağlı olarak kondil başında endokondral ossifikasyon stimülasyonu oluşmaktadır. Böylece hem mandibula kondilinde, hem de fovea articularis yüzeyinde adaptif kemik gelişimi oluşmakta ve kondilde superior ve posterior yönde büyüme görülmektedir. Sonuç olarak translasyon ve yeni kemik oluşumu ile alt çene bütün olarak öne doğru yer değiştirmektedir.²⁸

Fonksiyonel tedavinin etki mekanizmasını açıklayan bazı teoriler vardır.

Bunlar;

1. Moss'un fonksiyonel matriks teorisi
2. Wolff kanunu
3. Muzy'nin enerjivital teorisi
4. Muzy'nin lienplastik teorisi

1. Moss'un fonksiyonel matriks teorisine göre, çene yüz sisteminin gelişiminde esas rolü fonksiyonel matriksin oynadığı öne sürülmüştür. Çiğneme, solunum gibi birçok fonksiyon baş boyun bölgesini ilgilendirmektedir. Moss, fonksiyon gören anatomik yapıları fonksiyonel kranial komponent olarak tanımlamaktadır. Fonksiyonel kranial komponent, fonksiyonel matriks ve iskeletsel ünite isimli iki bölümden oluşmaktadır.^{38, 39}

Fonksiyonel matriks; fonksiyon gören boşluklar, bu boşlukları çevreleyen yumuşak dokular (kaslar, membranlar, bağ dokuları, sinirler ve damarlar) ya da beyin gibi organlardan oluşmaktadır. İskeletsel ünite ise fonksiyonel matriksi koruyan ve fiziksel olarak destek işlevi gören yapıları içermektedir. İskeletsel üniteye kemik yapılar örnek verilebilir.

Fonksiyonel matriksin büyüme ve gelişimine göre kemikler şekillenir ve büyümesini sağlar. İskeletsel yapılara ait boyutsal, biçimsel ve konumsal değişikliklerin tümü iskelet yapının fonksiyonel matriksinde oluşan değişimler ile meydana gelmektedir.²⁸

2. Wolff kanununa göre, kemikte oluşan yapısal değişiklikler belirli bir düzen ile morfolojik değişikliğe sebep olmaktadır. Diş-çene-yüz bölgesindeki fonksiyonel uyarılar, çiğneme kasları, mimik kasları ve dil kaslarının dinlenme durumundaki tonusları ya da

fonksiyon sırasındaki kontraksiyonları sonucu oluşmaktadır. Bu stimulusların oluşturduğu fonksiyonel kuvvetler ya çene kemiklerine yapışan kaslar ile doğrudan ya da periodontal membran aracılığıyla dolaylı olarak çene ve alveol kemiklerine aktarılmaktadır. Bunun sonucunda da apozisyon rezorpsiyon mekanizması ile kemikte yeniden şekillenme olmaktadır.²⁸

3. Muzy'nin enerjivital teorisinde, canlıların büyüme gelişimi daha iyi bir şekil almaya ve erişkin olmaya yönelik devam etmektedir. Büyüme ve gelişim, engelleri aşacak yapıda değildir. Örneğin herhangi bir sebeple büyüme gelişim bozulursa bu engel ortadan kalkana kadar bozulmuş yapı korunacaktır. Engel ortadan kalktığı zaman büyüme gelişimin devam ettiği belirtilmiştir.²⁸

4. Muzy'nin lienplastik teorisine göre, komşu iki kemik birbiri ile temasta ise bu iki kemikten birinde olan değişiklikler diğerini de etkilemektedir.²⁸

2.2.3 Fonksiyonel Tedavinin Zamanlaması

Sınıf II maloklüzyonun tedavi zamanlaması hakkında birçok çalışma yapılmıştır. Buna rağmen zamanlama hala tartışmalı bir konudur. Tartışmalı olmasındaki nedenler, elde edilen sonuçlarda büyüme ve tedavi etkileri konusundaki belirsizlikler, çalışılan hasta gruplarının farklılık göstermesi ve kullanılan apareylerin farklılığıdır.⁴⁰

Tedavi zamanlaması, sınıf II maloklüzyonlarda iki farklı görüşte toplanabilir. Bunlar erken tedavi ve geç tedavidir.

1. Erken tedavi olarak tanımlanan ve preadolesan yıllarda (8-11 yaşları) başlanan tedavi şeklinde, sınıf I molar ilişkisinin ve ideal overjet overbite ilişkisinin sağlanması, ayrıca kesicilerin seviyelenmesi hedeflenmektedir. Ardından adolesan dönemde (12-15 yaşları) oklüzyonu tam anlamıyla düzeltmek ve tedavinin sonlandırılabilmesi için ikinci bir faz gerekmektedir.⁴¹

2. İkinci tedavi yaklaşımı ise geç dönem tedavi olarak tanımlanmakta ve tüm düzeltmeler adolesan dönemde yapılmaktadır.⁴²

Erken tedaviyi savunan araştırmacılar, erken yaşlarda yapılan müdahalelerin morfolojinin normale döndürülmesinin yanısıra normal gelişim ve fonksiyon sağlayacağını belirtmektedirler.^{41, 43} Geç tedaviyi savunan araştırmacılar ise pubertal büyüme atağı döneminde uygulanan tedavinin etkinliğinin daha iyi olduğunu düşünmektedirler.^{40, 42} Aynı zamanda, erken dönemde yapılan tedavilerden sonra büyümenin devam etmesi nedeniyle

relaps görülebileceğini belirtmişler ve ilerleyen dönemlerde ikinci bir tedavinin gerekeceğini, bu durumun tedavi süresinin uzamasına ve hasta kooperasyonunun olumsuz etkilenmesine neden olacağını savunmaktadırlar.^{42, 44} Geç tedavide büyüme potansiyeli, tedavi bittikten sonra büyük oranda azalır bu nedenle pekiştirme periyodu kısalmır. Tedavi bittikten sonra büyüme periyodunun uzun olması, retansiyonu olumsuz yönde etkiler. Bu nedenle stabilizasyonun sağlanması zorlaşır.⁴⁴

Bishara klinik olarak, alt çene büyümesinin birçok bireyde olması gerekenden daha az olduğunu, bu nedenle kalıcı iskeletesel etki oluşması için mandibular büyüme atağının beklenmesi yerine mümkün olduğunca erken yaşta tedaviye başlanması gerektiğini düşünmektedir.⁴⁵

Frankel, kas adaptasyonunun 6-8 yaşlarda sağlanabildiğini ve fonksiyonel tedavide bu yaşların alt çene gelişiminin stimüle edilmesi açısından uygun olduğunu belirtmiştir. Çalışmasında tedaviye erken dönemde başlanması gerektiğini bildirmiştir.⁴⁶

Hansen ve ark., sınıf II bölüm 1 anomaliye sahip peak öncesi, peak ve peak sonrası dönemlerinde olan 40 hastada yedi ay süre ile yaptığı çalışmada, Herbst apareyi ile tedavinin dentofasiyal kompleks üzerine uzun süreli etkilerini değerlendirmiştir.⁴⁷ Hastalarda tedavi sonunda ve gelişim periyodu sonunda oluşan farklılıklar incelenmiştir. Çeşitli yaş gruplarındaki bu bireylerin retansiyon dönemleri karşılaştırıldığında, peak öncesi dönemde tedavisi yapılan hastaların, tedaviden sonra çenelerindeki büyümenin eskisine oranla daha fazla olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar tedavi sonrası stabilizasyonu sağlamak ve tedavi sonrası retansiyon süresini kısaltmak için Herbst apareyi ile tedavinin daimi dentisyonda, peak dönemi ya da peak döneminin hemen sonrasında yapılmasını tavsiye etmişlerdir.

Bacetti ve Franchi mandibular yetersizliğe bağlı sınıf II maloklüzyonlu hastalarda yaptığı çalışmada, hastaların gelişim dönemini servikal vertebralara göre belirlemişlerdir.⁴⁸ Çalışmada, alt çene gelişiminin pubertal peak atılımı veya hemen ardından yapılan fonksiyonel tedavilerde, pre-peak dönemde yapılan tedavilere göre iki kat fazla olduğu görülmüştür.⁴⁸

Tulloch ve ark.⁴¹, 7 mm'den fazla overjeti bulunan preadolesan dönemdeki 166 hastayı headgear, modifiye bianotör ve kontrol grubu olarak üç gruba ayırmış, headgear ve modifiye bianotör grubundaki hastaları erken dönemde tedavi etmiştir. Tüm hastalar 15 ay sonra değerlendirilmiş ve ardından ikinci faz tedavie geçilmiştir. Sonuç olarak, ikinci faz

tedavilerin kısa sürdüğü fakat iki ayrı faz tedavi gören hastaların toplam tedavi süresinin oldukça fazla olduğu belirtilmiştir. Ayrıca hafif veya ağır sınıf II maloklüzyonlu bireylerde, erken tedaviyi takiben ikinci faz tedavi uygulamasının iskeletsel ve dental ilişkilerde büyük farklılıklar oluşturmadığını bildirmişlerdir.⁴¹

Pancherz ve Hagg, sınıf II bölüm 1 maloklüzyonu olan, yaşları 10-16 arasında değişen 70 hastayı ortalama yedi ay Herbst apareyi ile tedavi etmiş ve apareyin çalışma etkinliğini incelemişlerdir.⁴⁹ Çalışma, peak öncesi, peak ve peak sonrası dönemdeki hastalar üzerinde yapılmış ve bu hastalar üç tedavi grubuna ayrılmışlardır. Yapılan çalışmada, sagittal kondiler büyümenin en fazla peak dönemde olduğu, alt kesici dişlerin öne hareketinin en fazla peak sonrası dönemde görüldüğü, molar dişlerin öne hareketinin ise bütün büyüme dönemlerinde aynı seviyede olduğunu belirtilmiştir. Bu nedenle tedavi sonrası retansiyon zamanını azaltmak ve kondiler büyümedeki artıştan faydalanmak amacıyla Herbst apareyinin uygulanmasında en uygun zamanın peak dönemi olduğunu belirtmişlerdir.⁴⁹

Keeling ve ark.'nın⁵⁰ sınıf II anomaliye sahip hastalarda uyguladıkları bionatör ve headgear ile Ghafari ve ark.'nın⁵¹ servikal headgear ve Frankel II apareylerini uyguladıkları çalışmada benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışmalara göre fonksiyonel tedavi için optimal dönem geç karışık dişlenme dönemidir.

Artmış overjetten dolayı bazı vakalarda travma riski artar ve mine zarar görebilir. Bazı araştırmacılara göre bu durumlarda tedaviye erken dönemde başlanabilir.^{52, 53} Overjetin her 1 mm'lik artışı, dişlerdeki travma riskinin %13 artmasına neden olmaktadır. Travmanın % 63'ünün 10 yaş ve üzeri yaşlarda olduğu, en çok travmaya uğrayan dişlerin ise üst santral keserler olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir.⁵⁴ West şiddetli sınıf II bölüm 1 maloklüzyonların, sagittal yöndeki çeneler arası uyumsuzluğunun erken dönemde tedavi edilmesinin daha doğru olacağını savunmuştur.⁵⁵

Björk, yaş ile doğrudan bağlantı kurarak, hasta yaşı arttıkça fonksiyonel tedavi başarısının azaldığını belirtmiştir.⁵⁶ Erken tedaviyi savunan Dugoni ve arkadaşları ise erken yaşlarda yapılan ortodontik tedavinin stabilitesinin daha fazla olduğunu söylemişlerdir.⁵⁷

Ülgen, pubertal atılım başlangıcının en uygun fonksiyonel ortopedik tedavi dönemi olduğunu söylemiştir.⁵ Bu dönemde başlanılan tedavilerin daha kısa sürede sonlandığını bildirmiştir. Tedaviye daha erken dönemlerde başlanması durumunda, tedavi süresinin uzayacağını belirtmiş ve bu durumun hastanın motivasyonunu bozması açısından riskli

olacağını bildirmiştir. Bazı araştırmacılarda aynı şekilde optimal büyümenin pubertal dönemde meydana gelmesinden dolayı, fonksiyonel tedavinin bu dönemde yapılması gerektiğini, bu dönemde yapılan tedavinin daha etkili ve relaps riskinin daha düşük olduğunu belirtmişlerdir.

2.3 Fonksiyonel Apareyler

Norman W. Kingsley, ilk fonksiyonel apareyi 1879'da geliştirmiştir. Bu aparey hareketli bir apareydir ve fonksiyonel apareylerin öncüsü olarak bilinmektedir.⁵⁸

Fonksiyonel apareyler, tedavi amacına ve hasta kooperasyonuna göre ikiye ayrılırlar. Bunlar:

1. Hareketli fonksiyonel apareyler
2. Sabit fonksiyonel apareyler

2.3.1 Hareketli Fonksiyonel Apareyler

Hareketli fonksiyonel apareyler, ağız içinde sabitlenmeyen, hasta tarafından takılıp çıkarılabilen apareylerdir.

Maliyetinin düşük olması, takip çıkarılmaları sayesinde daha rahat ağız hijyeni sağlanması bu apareylerin avantajları arasında yer almaktadır. Dezavantajları; hacimli olmaları nedeniyle dil alanını daraltmaları, bu nedenle konuşma ve yutkunmada zorluk oluşturmaları ve sabit apareyler ile birlikte kullanılamamaları sayılabilirken en büyük dezavantajı ise tedavinin başarısının hasta kooperasyonu ile ilişkili olmasıdır.^{59, 60}

Araştırmacılar, tedavi başarısında fonksiyonel apareylerin kullanılma süresinin, bu nedenle hasta kooperasyonunun büyük bir önemi olduğunu belirtmişlerdir.^{61, 62} Hareketli fonksiyonel apareyler ile yapılan tedavinin süresi, kooperasyon gerektirmesi nedeniyle daha fazla uzamaktadır.⁵⁹

Sahm ve ark., hasta kooperasyonunu ölçmek amacıyla, fonksiyonel aparey kullanan hastalarda, aparey içine mikroelektronik denetleme aygıtı yerleştirmiş ve aparey kullanım süresini ölçmüştür. Araştırma sonucunda, apareylerin günde ortalama olarak 7,65 saat kullanıldığı tespit edilmiştir. Bu süre apareyin kullanılması gereken sürenin sadece %50-60'ını oluşturmaktadır. Bu araştırma ile hasta kooperasyonunun önemi tekrar vurgulanmıştır.⁶³

Ortodonti pratiğinde kullanılan birçok hareketli fonksiyonel aparey dizayn edilmiştir. Bunlardan en çok kabul görenleri:

Monoblok: Pierre Robin 1902 yılında glossopitozis sendromlu hastların (adenoid yüz, ektomorfik yapı, ağız solunumu, derin damak) tedavi edilmesi için fonksiyonel çene ortopedisini kullanmıştır. Bu amaçla kullandığı monoblok Kingsley'in apareyinin bir modifikasyonudur.⁵⁸ Monoblok apareyi alt çenenin sagittal yöndeki konumunu değiştirerek kassal aktiviteyi artırmaktadır.

Aktivatör: Viggo Andresen 1909'da kızı yaz tatiline çıkmadan önce sabit apareylerini sökmüş ve pekiştirme amaçlı üst çeneye Hawley apareyi uygulamıştır. Bu apareyi mandibulayı sagittal yönde 3-4 mm aktive edecek ve normal kapanışa rehberlik edecek bir pekiştirme aygıtı olarak planlamıştır. Kızı tatilden döndüğünde Andresen, apareyini sadece gece kullanan kızının sınıf II probleminin düzeldiğini ve stabil bir okluzyon oluştuğunu görmüştür. Aynı tekniği daha sonra hastalarında uygulamış ve sabit mekaniklerle elde edemediği önemli sagittal düzeltmeler elde etmiştir.⁵⁸

Orjinal Andresen aktivatörü, diş destekli, her iki dental arkı ve damağı kaplayan bir çift plaktan oluşur. Mandibulayı sagittal yönde 7-8 mm ve vertikal yönde 3-4 mm aktive edecek şekilde dizayn edilir. Andresen'in aktivatörü Robin'in monobloğunun etkin bir şekilde yeniden tasarlanmış halidir.⁵⁸

Frankel apareyi: Rolf Frankel elde edilen sonucun devamlılığının sağlanabilmesi için ağız çevresi kas ve yumuşak dokuların yapısal ve fonksiyonel olarak çeneler, dişler ve okluzyon ile tam bir uyum içinde olması gerektiğini bildirmiştir.⁶⁴ Frankel ortodontik tedavilerin fizyolojik alt yapısını periosteal dokuların oluşturduğunu kabul ederek fonksiyonel apareyleri dizayn etmiştir.⁵⁸ Apareyi paslanmaz çelik teller ve akrilik yastıkçıklar oluşturmaktadır. Paslanmaz çelik teller iskeletsel tutuculuk sağlarken, akrilik yastıkçıklar dudak ve yanakların oluşturduğu kuvvetleri alveoler kaideler ve dişler üzerinden uzaklaştırırlar. Periosteal dokularda gerilim kuvvetleri oluşturarak ortopedik etki elde edilmesini sağlarlar.⁶⁵

Frankel; sınıf I, sınıf II, sınıf III malokluzyonlar, openbite ve bimaxiller protrüzyon için, FR-1, FR-2, FR-3 ve FR-4 apareylerini tasarlamıştır. Apareyin yapımında laboratuvar aşamaları diğer apareylere göre daha fazla hassasiyet gerektirmekte ayrıca kütleli bir aparey oluşu hasta kooperasyonunu düşürmektedir.⁵⁸

Bionatör apareyi: Wilhelm Balters 1950’de alt çene gelişim geriliğine bağlı sınıf II malokluzyonları tedavi etmek için Andresen’in aktivatörünü modifiye ederek bionatör apareyini geliştirmiştir. Bu aparey alt çene gelişim geriliğine bağlı horizontal fasiyal büyüme paternine sahip hastalarda endikedir ve mandibulayı önde konumlandırmak için dizayn edilmiştir. Bionatör’ün 3 farklı dizaynı vardır.⁵⁸

Twin Blok apareyi: Schwarz’ın Double Plate’inin William Clark tarafından modifiye edilmesi ile bulunmuştur.⁶⁵ Geleneksel monobloğun tek parça oluşu ve ağız boşluğunda çok fazla alan kaplaması gibi sorunları ortadan kaldırmak için, üst ve alt çenede ayrı olmak üzere iki parçadan oluşur. Alt ve üst çene kapanışa geçerken apareyin karşılıklı yüzeyleri birbirlerine rehberlik ederek alt çeneyi önde konumlandırır. Bu aparey okluzal rehber düzlemlerinin olması, sürme rehberliğinin sağlanması ve transversal genişletme için ekspansiyon vidası içermesi sayesinde oldukça kullanışlı bir aparey tasarımı olmuştur.

2.3.2 Sabit Fonksiyonel Apareyler

Hareketli fonksiyonel apareylerin tedavi başarısının hasta kooperasyonuna bağlı olması ve hacimli olmaları nedeniyle kullanılma zorluklarının bulunması gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için hareketli fonksiyonel apareylere alternatif olarak sabit fonksiyonel apareyler geliştirilmiştir. Sabit fonksiyonel apareylerin boyutları küçüktür, bu nedenle konuşma ve yutkunma gibi fonksiyonların daha rahat yapılabilmesi, kullanım süresinin daha yüksek olması ve sabit mekaniklerle birlikte kullanılabilmesi bu apareylerin başlıca avantajlarından. En büyük avantajı ise sabit olması nedeniyle kooperasyon gerektirmemesidir. Sabit fonksiyonel apareyler, hastanın kullandığı süre kadar değil, 24 saat etkilidir ve tedavi kullanım zamanına bağlı olarak daha kısa bir zaman diliminde tamamlanmaktadır.^{59, 66}

Sabit fonksiyonel apareylerin avantajlarının yanısıra dezavantajları da vardır. Bunlardan en önemlisi alt kesici dişlerde protrüzyon, üst molar dişlerde rotasyon gibi istenmeyen diş hareketleri meydana getirmesidir. Rijit olan tasarımlar; alt çenenin lateral hareketlerine müsaade etmemesi, apareyde kırılma ve yumuşak dokularda hasara neden olabilmektedir.^{67, 68} Ayrıca maliyetlerinin hareketli fonksiyonel apareylere göre oldukça yüksek olması da bir dezavantaj oluşturmaktadır.

Sabit fonksiyonel apareyler, kuvvet mekanizmasının esnekliğine göre üç gruba ayrılır:⁶⁹

1. Rijit sabit fonksiyonel apareyler:

- Herbst apareyi
- Herbst apareyi modifikasyonları
- Ritto apareyi
- Mandibular ilerletme apareyi (MPA)
- Mandibular ileri konumlandırma apareyi (MARA)
- Fonksiyonel mandibular ilerletici (FMA)

2. Fleksible sabit fonksiyonel apareyler:

- Jasper jumper
- Amoric Torsion Coils
- Flex Developer (FD)
- Adjustable Bite Corrector (ABC)
- Gentle Jumper
- Bite Fixer
- Klapper Superspring II
- Churro Jumper
- Forsus Nitinol Flat Spring

3. Hibrit sabit fonksiyonel apareyler:

- Forsus Fatigue Resistant Device (FRD)
- Forsus Fatigue Resistant Device (Direct Push Rod)
- Sabbagh Universal Spring (SUS)
- Sabbagh Universal Spring² (SUS²)
- Twin Force Bite Corrector
- PowerScope
- PowerScope2

Çalışmamızda günümüzde ortodontistler tarafından sık kullanılan hibrit sabit fonksiyonel apareylerden Forsus apareyi ile, yetişkin hastalardaki iskeletsel etkinliğinden dolayı çok tercih edilen rijit sabit fonksiyonel apareylerden Tip IV Herbst apareyi ve yeni üretilen PowerScope2 apareyi kullanıldığından dolayı bu apareyler daha detaylı anlatılacaktır.

Herbst apareyi: Rijit sabit fonksiyonel apareylerin rijiditesi yüksek olduğu için, bu apareyler ağız açma-kapama hareketi dışındaki hareketlere genelde izin vermez. Bu nedenle alt çene lateral hareketlere zorlandığı zaman, apareyin uygulandığı dişlerde travma ve apareyin kırılması gibi komplikasyonlara neden olabilir. Rijit fonksiyonel aparey grubunda üretilen ilk aparey, Emil Herbst tarafından 1900'lerin başında tasarımcının kendi adıyla literatüre kazandırdığı apareydir. Herbst apareyi uzun süren pasif bir dönemden sonra 1979 yılında Hans Pancherz tarafından tekrar geliştirilerek kullanılmaya başlanmıştır. Bu gruptaki diğer apareylerin çoğu ise Herbst apareyinin modifikasyonlarıdır.⁶⁹

Herbst apareyinin bantlı, döküm kron ve akrilik splint Herbst olmak üzere üç farklı tasarımı; tip I, tip II, tip IV ve tip TS olmak üzere dört farklı tipi mevcuttur. Tip IV Herbst apareyi C-klips özelliğinden dolayı lateral hareketlerin kolayca yapılabilmesine olanak sağlar ve hastaların apareye uyum sağlamasında diğer tiplere göre daha avantajlıdır. Tasarımlarına göre Herbst apareyleri incelendiğinde ise; bantlı aparey tasarımında kalın ortodontik bantlar maksiller birinci molar ve mandibular birinci premolar dişlere yerleştirilir. Maksiller parçada her bir yarım çenede bulunan bantlar, mandibular parçada ise premolar dişlerde bulunan bantlar bir lingual bar ile birleştirilir. Pivotlar maksiller birinci molar ve mandibular birinci premolar bandına lehimlenir. Maksiller pivota tüp, mandibular pivota plunger parçası vida ile sabitlenir.⁷⁰

Paslanmaz çelik kron Herbst apareyinin tasarımında, üst premolar ve molar dişler ile alt molar, premolar ve kanin dişleri içeren döküm kronlar hazırlanır. Bu tasarım hijyeniktir ve kırılma olasılığı düşüktür. Döküm kronlar alt parçada lingual ark ile birleştirilir. Genişletme ihtiyacına bağlı olarak üst parçaya Hyrax tipi rapid maksiller ekspansiyon vidası lehimlenebilir. Mandibular birinci premolar ve maksiller birinci molar dişlere pivotlar lehimlenir. Plunger ve tüpler pivotlara vida ile sabitlenir. Maksiller tüpün uzunluğu sagittal yönde yapılacak ilerletme miktarı ile ilişkilidir.

Herbst apareyinin akrilik splint tasarımında, metal iskelet 2,5–3 mm kalınlıkta akrilik ile kaplanır. Maksiller arka grup dişlerin üzeri kaninlerden birinci molarlara kadar akrilikle kaplanmıştır. Mandibular birinci premolara ve maksiller birinci molarlara pivot-tüp ve plunger sistemi yerleştirilir. Dişlere simante edilen döküm Herbst'ten farklı olarak akrilik tasarımda mandibular parça her zaman hareketlidir. Maksiller parça ise simante edilir.

Pancherz 1995'ten bu yana, düzenli olarak tüm Herbst hastalarında bant yerine döküm kronları tercih etmiştir. Krom kobalt dökümler mandibular kaninler dahil, maksiller ve mandibular arklardaki tüm sürmüş dişleri kaplar.⁷¹

Fleksible sabit fonksiyonel apareyler grubunda ilk üretilen aparey Jasper Jumper'dır. Bu gruptaki apareyler esnek yapıdadırlar. Rijit sabit fonksiyonel apareylerde görülen dezavantajlar (yanal hareketlerde sınırlama ve döküm kronla kaplı dişlerde travma gibi) bu apareylerde yoktur. Elastikiyet özelliğinin avantajı yanısıra sık görülen kırılma dezavantajı da vardır. Hatta hastanın apareyi çiğnemeye meyilli olması, apareyin deforme olup zarar görmesine neden olmaktadır.⁷²

Hibrit sabit fonksiyonel apareyler yarı rijit apareyler olup rijit ve fleksible sabit fonksiyonel apareylerin olumlu özelliklerini taşırlar. Nikel titanyum yay sistemi ile çalışan ve alt çene lateral hareketlerini kısıtlamayan piston sistemi içerirler. Teleskobik yapılı hibrit fonksiyonel apareyler yapısı itibariyle alt çeneyi devamlı önde konumlandırmamaktadır. Bunun yerine, yayların aktive edilmesi neticesinde alt çeneye öne doğru bir kuvvet etki etmekte ve hasta alt çenesini önde konumlandırma gereği duymaktadır. Yaylar ile uygulanan kuvvet 150-200 gr arasında değişmektedir.^{69, 73}

Forsus™ Fatigue Resistant Device (FRD): William Vogt tarafından 2003 yılında geliştirilmiş ve 2006 yılında tanıtımı yapılmış ve halen 3M firması tarafından ticari olarak üretilmektedir. Forsus apareyi, alt çenenin transversal yöndeki hareketini kısıtlamamakta, aparey ağızdayken hasta alt çenesini istediği şekilde hareket ettirebilmektedir. Jasper Jumper ve Herbst apareyinin tersine (bu apareylerde alt çene sürekli olarak önde konumlandırılmaktadır) Forsus apareyinde hastanın rahat ettiği konumda alt çene pozisyonlanmaktadır. Aparey, mandibulanın maksimum interkuspantasyona geldiği zaman maksimum seviyede aktif hale geçmektedir ve alt çene protrüze konuma getirildiğinde aktivasyonu azalmaktadır. Bu özelliğinden dolayı, hasta alt çenesini öne getirme ihtiyacı duymaktadır.^{8, 74} Forsus apareyi maksimum kompresyonda ortalama 200 gr kuvvet uygulamaktadır.⁷³

Forsus apareyi, dış kısmında açık bir coil spring, teleskobik silindir parça ve itici kol olmak üzere üç parçadan oluşmaktadır. Daha basit ve daha küçük kompakt yapıda olması diğer sabit fonksiyonel apareylere göre avantaj sağlamaktadır. Sadece birkaç komponentten oluşması kolayca takılmasını, rahat kullanımını ve kırılmaya karşı dirençli olmasını sağlar. Hacimli, fazla komponent içeren, takılması zaman alan, rijit özellikteki

diğer sabit fonksiyonel apareylere göre avantajlı olan esnek yapıya sahiptir. Apareyin ağza yerleştirilmesi, aktivasyonu ve çıkarılması oldukça kısa zamanda yapılabilmektedir. İnce yapıda olan aparey, ağız içinde az yer kaplayıp, alt kanin dişinin distalinde konumlandığından estetik açıdan da memnun edicidir. Ayrıca diğer sabit fonksiyonel apareylere nazaran ağzın daha rahat açılması ve alt çenenin lateral hareketlerine imkan sağlaması, bu apareye diğerlerine göre üstünlük katmaktadır.^{75, 76} Bu avantajlarından dolayı Forsus apareyi günümüzde çok yaygın olarak kullanılmaktadır.

Forsus apareyi, üst birinci molar bandın tüpüne weingart pensi ile basitçe yerleştirilir. Bukkal tüp içinde rotasyonu engelleyen kol ile ve mezial distal stoplar ile apareyin maksiller arka bağlantısı güvenle sağlanmış olur. Apareyin ağız içinde rotasyona uğramaması, ağızda dönmesini ve dolayısıyla oluşabilecek yumuşak doku irritasyonunu engellemiş olur. Aparey alt çenede kanin ile birinci premolar diş arasındaki ark teline bağlanır ve bu ark üzerinde kayabilmektedir.

Karaçay ve ark., sınıf II bölüm 1 anomaliye sahip hastaların tedavisinde Forsus Nitinol Flat Spring (FNFS) ve Jasper Jumper apareylerini uygulamış ve meydana gelen değişiklikleri karşılaştırmışlardır.⁷⁷ Aktif gelişim döneminde olan 46 hasta üzerinde çalışmışlar ve 16 hastayı Forsus Nitinol Flat Spring ile 16 hastayı ise Jasper Jumper ile tedavi etmişlerdir. Tedavi edilmeyen 14 hastayı kontrol grubu olarak kullanmışlardır. Kontrol grubundan alınan sefalometrik filmler 6 ay sonra tekrarlanırken, aparey takılan gruplarda sefalometrik filmler, apareyler takılmadan önce ve çıkarıldığı günün akabinde alınmıştır. Tedavinin sonucuna göre her iki apareyin uygulanması sonucu görülen dişsel, iskeletsel ve yumuşak doku değişimleri neredeyse aynıdır. Her iki tedavi grubunda da maksiller gelişim frenlenmiş, mandibular gelişim stimüle edilmiş, kondilde meydana gelen değişimden dolayı ön yüz yüksekliği artmış, arka yüz yüksekliği azalmıştır. Maksiller keserler ekstrüze ve retrüze olurken, mandibular keserler intrüze ve protrüze olmuştur. Maksiller molarlarda distalizasyon ve intrüzyon görülmüştür. Mandibular molarlarda ise mezializasyon ve ekstrüzyon görülmüştür. Alt ve üst arklarda genişleme meydana gelmiştir. Sonuç olarak, her iki grupta da overjet ve overbite azalarak, sınıf I molar ilişkisi sağlanmıştır.

PowerScope^R2 apareyi: Andy Hayes ve American Orthodontics firması tarafından Herbst II apareyininin doğrudan bir türeği olarak 2014 yılında üretilmiştir. Bu aparey

yuvarlak pürüzsüz tasarımı ile hasta konforu ve kabulü, geniş hareket aralığı ve basit uygulanması nedeniyle son zamanlarda ortodontistler tarafından sık tercih edilmektedir.

Aparey her iki tarafta yaklaşık olarak 260 gr kuvvet uygulayan iki adet nikel titanyum yay içermektedir. Bu nikel titanyum yaylar devamlı sabit kuvvet uygularlar. Üst çenede birinci molar dişin mezialindeki ark teline, alt çenede ise kanin dişinin distalindeki ark teline sabitlenmektedir. Üst molar dişlerin distaline uzanan pistonları olmadığından yumuşak doku iritasyonları gözlenmemektedir. 18 mm'lik dayanıklı teleskobik mekanizmaya sahiptir bu nedenle gereksiz acil müdahaleler gerektirmez. Tüm sınıf II hastalara uygun tek bir boyutta üretilmiş bir apareydir. Aparey üzerindeki üç çizgi net bir aktivasyon sağlanmasına yardımcı olur. Laboratuvar hazırlığı ve montaj gerektirmez. Hasta ağzında apareyin hegzagonal vidalarının sıkılması esnasında kullanılan tornavida ve apareyin manyetik özelliğinden ötürü güvenli ve kolay bir uygulama sağlayan yeni nesil bir apareydir. Ters vida dişleri tedavi sırasında aparey gevşemelerini engeller. Top uçlu eklem ve buna uyumlu soket tasarımı sayesinde lateral hareketlerin yapılması kolaylaşır ve hasta konforunu arttıran bir apareydir.^{78, 79}

Sınıf II malokluzyonlar mandibulanın normal pozisyonundan daha geride olduğu anomaliler olup tedavilerinde mandibulanın efektif boyutunun büyütülmesi ve sagittal yönde mandibulanın ilerletilmesi hedeflenir. Bu nedenle sınıf II malokluzyonların tedavisinde temporomandibular eklem bölgesinde meydana gelen değişimlerin ve apareylerin etki mekanizmalarının daha iyi anlaşılabilmesi için eklem yapısının iyi bilinmesi gereklidir.

2.4 Temporomandibular Eklem

Temporomandibular eklem, mandibula kondili ile temporal kemikteki glenoid fossa arasında yer alan ginglimoartroidal türde bir eklemdir.⁸⁰

Artiküler disk, temporomandibular eklem anatomisini diğer eklemlerden ayıran ve farklı türlerde hareketlerin yapılmasını sağlayan, aynı zamanda eklem anatomisinin komplekslik derecesini artıran, glenoid fossa ile kondiler proses arasında üçüncü bir kemik gibi görev yapan, bikonkav fibrokartilajenöz bir yapıdır. Eklemi ikiye bölen disk anatomik olarak üç bölümde incelenir:

- Posterior kısım: İnférieur konkaviteye sahiptir ve daha kalındır.
- Orta kısım: İnce ve düz yapıdadır.

-Anterior kısım: Superior konkaviteye sahiptir.

Artiküler disk, fibröz bağ dokusundan oluşur, kan ve sinir damarları içermez. Posterior da damar ve sinirden zengin bir fibroelastik dokuya bağlanmaktadır. Bu fibroelastik doku eklem beslenmesini ve sinovyal sıvı salgılayarak eklem kayganlığını sağlar. Eklem diski, eklem hasar görmeden veya ağrılı bir uyaran oluşturmadan yüksek kuvvetlere dayanmasına olanak sağlar. Diskin görevi, fonksiyonel hareketler sırasında kondilin mandibular fossa içinde fizyolojik düzeyde tutulmasını sağlamaktır.⁸¹

Esas görevleri limit hareketlerini sınırlandırmak olan ligamentler de TME'de görev almaktadır. Esneme kabiliyetleri olmadığından dolayı aşırı hareketler sonucunda deforme olarak uzarlar ancak gerilme ve tekrar eski haline dönecek elastikiyet özellikleri yoktur.⁸²

Temporomandibular eklem ligamentleri 4 grupta toplanmaktadır.⁸¹ Bunlar:

- Kollateral ligamentler (Diskal ligamentler)
- Kapsüler ligamentler
- Temporomandibular ligamentler
- Yardımcı ligamentler (Aksesuar ligamentler)

Temporomandibular eklemden mekanik hareketleri gerçekleştiren kaslar da görev almaktadır. TME kasları çiğneme kasları olarak da adlandırılır ve dört çift kas bir grup oluşturmaktadır. Bunlar:

- Temporal kas
- Masseter kas
- Medial pterygoid kas
- Lateral pterygoid kas

2.5 Çiğneme Kasları

2.5.1 Temporal Kas

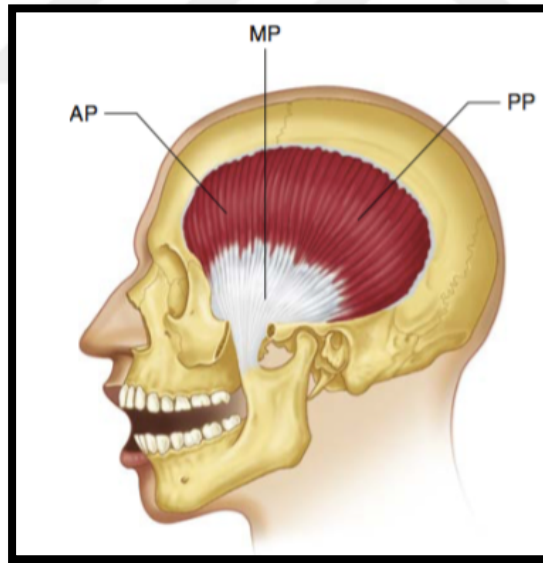
Yelpaze şeklinde bir kاستır. Kasın başlangıcı temporal kemiğin skuamoz kısmındaki temporal fossa'dır. Yukarıdan aşağıya, arkadan öne seyrederek alt çene kemiğinin koronoid çıkıntısının boynu etrafında çepeçevre sonlanır. Bu kasın ön (dikey), arka (yatay), orta (oblik) bölümleri vardır ve bu bölümler hep birlikte ya da ayrı ayrı fonksiyon görebilir. Çiğneme ve besinleri parçalama konusunda anterior bölümlerin daha aktif olduğu ve daha büyük kuvvetler oluşturduğu belirlenmiştir. Bu kasın fonksiyonları

heterojendir ve bu durumun yapısının komplike olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.⁸³ Temporal kas kitle halinde kasıldığı zaman alt çene yükselir ve dişler kapanışa geçer. Temporal kasın farklı bölümleri kasıldığında, bu kasılan bölümlerin oryantasyonuna bağlı olarak farklı yönlerde hareketler gerçekleşir:

- Ön (dikey) bölümün fizyolojik kesit alanı en geniş olanıdır. Lifleri vertikal, anterior ve mezial bir seyir izler.⁸⁴ Kasıldığında mandibula vertikal bir hareketle yükselir ve alt çeneyi yükseltici kas olarak görev yapar.⁸⁵

- Orta (oblik) liflerin kasılmasıyla oluşan hareketin vertikal (kapanış) komponenti olduğu gibi, bir de yatay (çenenin retraksiyonu ile karakterize) komponenti vardır. Temporal kasın bu bölümü mandibulanın elevasyonu ve retruziyonunda etkilidir.⁸⁶

- Arka (yatay) lifler; kesit alanı en dar olmakla birlikte posterior ve lateral bir seyir izler.⁸⁴ Bu liflerin kasılması sonucu alt çenenin retraksiyonu ile birlikte, belirgin bir kapanma hareketi gerçekleşir. DuBrul'a göre posterior kısım esas olarak çenelerin kapanmasında rol alır. Zwijnenburg ve ark., yaptıkları deneysel çalışmada posterior kısmın alt çenenin retruziyonu sırasında faaliyete geçtiğini ortaya koymuştur.^{86, 87}

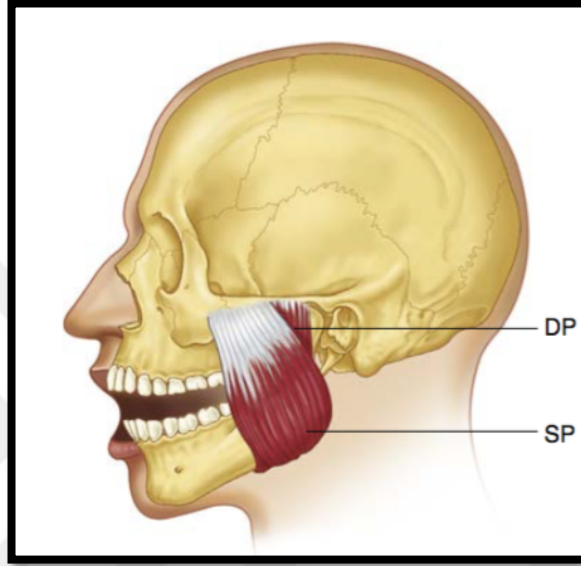


Şekil 2.1 Temporal kası. AP, anterior kısmı; MP, orta kısmı; PP posterior kısmı⁸⁸

2.5.2 Masseter Kas

Masseter kası, derin ve yüzeysel liflerden oluşur. Yüzeysel lifler, zigomatik kemiğin maksiller uzantısı ile alt kenarının anterior kısmından başlar. Yukarıdan aşağıya doğru ve hafif posterior yönde eğilimli seyrederek ve mandibular angulusun dış yüzeyi ile ramusun alt

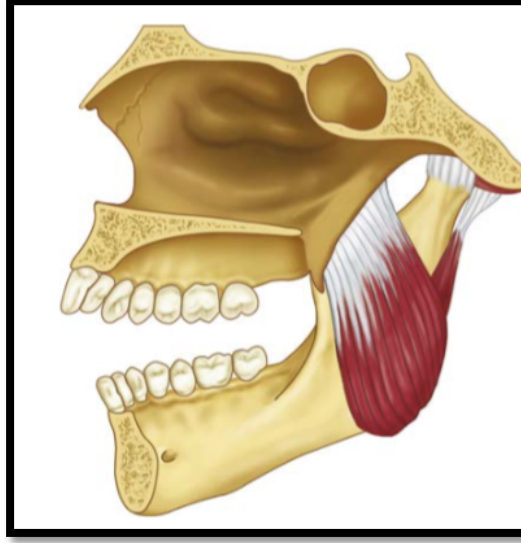
aşağısında sonlanır. Bu lifler, temporal kasın anterior lifleri ve medial pterygoid kası ile birlikte alt çenenin kapanma hareketinde görev alır. Derin lifleri ise zigomatik arkın alt kenarının daha derin yüzeyinden başlar, aşağıya ve öne doğru seyrederek mandibular angulusta, ramusun boynunun lateral yüzünde, yüzeysel liflere göre daha üst bölgede sonlanır. Derin lifleri, temporal kasın posterior lifleriyle birlikte alt çenenin geri hareketinde görevlidir.



Şekil 2.2 Masseter kası. SP, superior yüzeysel kısmı; DP, derin kısmı⁸⁸

2.5.3 Medial Pterygoid Kas

Medial pterygoid kas, sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntısının iç yüzünden başlar. Önden arkaya, dıştan içe seyrederek mandibular angulus'un iç yüzünde ramusun alt arka medial yüzeyinde, tendon bağlantısıyla sonlanır. Medial pterygoid kası kasıldığında oluşan hareketin vertikal (kapatma) komponenti olduğu gibi horizontal komponenti de vardır. Bu durum alt çenenin bir miktar öne doğru hareketine neden olur. Medial pterygoid kas, esas olarak alt çenenin kapanma sırasında fonksiyona girer, fakat aynı zamanda protruziv hareketlere de katılır. Kasın tek taraflı kasılması alt çeneyi mediotruziv pozisyona getirir.

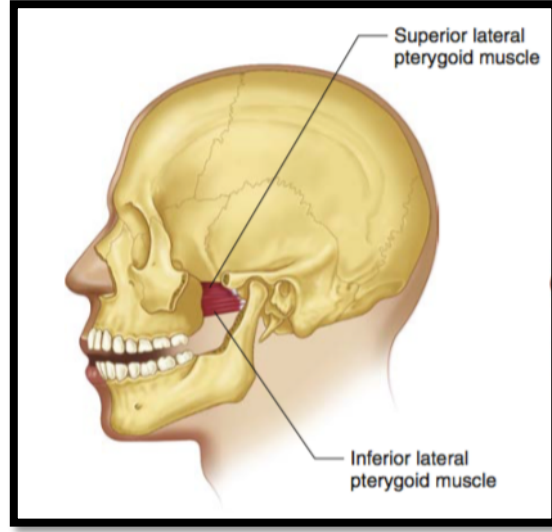


Şekil 2.3 Medial pterygoid kası⁸⁸

2.5.4 Lateral Pterygoid Kas

Lateral pterygoid kasının iki bölümü ve bu iki ayrı bölümün tamamen farklı fonksiyonları vardır.⁸⁹ Kasın alt karnı, pterygoid çıkıntının lateral yüzeyinden başlar, önden arkaya, içten dışa, alttan üste doğru seyrederek, ramusun boyun kısmında fovea pterygoidea bölgesinde sonlanır. Kasın üst karnı ise sfenoid kemiğin büyük kanadı üzerinde yer alan infra temporal fossadan başlar, önden arkaya horizontal bir şekilde içten dışa doğru seyrederek artiküler kapsül, artiküler disk ve kondil boynunda sonlanır. Lateral pterygoid kasın alt karnı, çenenin açılmasında digastrik kas ile birlikte görev alır; suprahyoid ve infrahyoid kasların bu sırada indirek rolleri vardır. Lateral pterygoid kasının üst karnı alt çeneyi kapatan kaslarla birlikte çalışır.⁹⁰

Lateral pterygoid kas bir bütün olarak içten dışa doğru seyrettiği için, kasılması sonucu hareket ettirdiği yapıların hareket yönü de bir miktar mediale doğrudur. Lateral pterygoid kasının alt karnının tek taraflı kasılması medial pterygoid kasıyla birlikte, lateral (kollateral) hareketlerin gerçekleşmesinde etkilidir.⁹¹



Şekil 2.4 İnfierior ve superior lateral pterygoid kası⁸⁸

Fonksiyonel çene ortopedisinde mandibula direk olarak önde yeni bir pozisyonda konumlanmakta veya uygulanan sürekli, esnek kuvvet ile kademeli olarak öne doğru yer değiştirmektedir. Uygulanan tüm apareyler kondiler prosesi glenoid fossadan uzaklaştırmakta ve kondilin posterosuperior yönde büyümesi beklenmektedir. Tedavide eğer istenilen sonuç elde edilirse efektif mandibula boyutu artmaktadır ve mandibulanın yeni pozisyonuna adaptasyonu için kas boyutlarının da yeni konuma göre adapte olması gerekmektedir, aksi türlü elde edilen sonucun relapsı kaçınılmazdır. Tedavide kullanılan aparey türüne göre mandibulanın hareketi, dolayısıyla da kaslarda oluşan etki değişmektedir. Bu etkinin değerlendirilmesi canlı bir dokuda mümkün olmamaktadır. Günümüzde canlı dokuların üç boyutlu modellenmesi ve dokulardaki mekanik kavramların değerlendirilmesi amacıyla genelde mühendislik için geliştirilmiş olan stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bu analizlerin yapılaş şeklini ve mantığını anlamak için mekanik kavramların bilinmesi önem taşımaktadır.

2.6 Mekanik Kavramlar

2.6.1 Kuvvet

Bir cismin hareketini başlatan, hızını değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak tanımlanabilir. Newton ikinci kanunu ile kuvveti şu şekilde tanımlamaktadır:⁹²

$$\text{Kuvvet (F): Kütleye (m) x İvme (a)}$$

Kuvvetin birimi, genellikle kilogram force (kgf) veya Newton (N) cinsinden ifade edilir. $1 \text{ kgf} = 9,8 \text{ N}$ 'dur.

Mekanikte kullanılan kuvvetin birimi genelde Newton'dur ve $N = \text{kg} \times \text{m/s}^2$ olarak formüle edilmektedir.⁹³

Kuvvetler; basma (compressive), çekme (tensile) veya makaslama (shear) kuvvetleri şeklinde sınıflandırılabilir. Basma kuvvetleri kütleleri birbirine doğru iten kuvvetlerdir. Çekme kuvvetleri, cisimleri birbirinden ayırmaya çalışan kuvvetlerdir. Makaslama kuvvetleri ise cisim üzerinde kayma hareketi oluşturan kuvvetlerdir.⁹²

2.6.2 Gerilme (Stres)

Sabit bir cismi bir kuvvet etkilediğinde, bu dış kuvvete karşı oluşan dirence gerilme (stres) denir. Cisimde oluşan bu direnç, uygulanan dış kuvvetin şiddetine eşit ve uygulanan kuvvetin yönüne terstir. Gerilme (stres) S veya σ ile gösterilir. Gerilme birim alana düşen kuvvettir.^{92, 94, 95}

$$\sigma = F/A$$

Gerilmenin birimi Paskal'dır ($\text{Pa} = \text{N/m}^2$). Genellikle, birim olarak Megapaskal kullanılmaktadır ($1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$). Esas olarak üç gerilme tipi vardır (Şekil 2.8).⁹⁶

2.6.2.1 Çekme Gerilmesi (Tensile Stress)

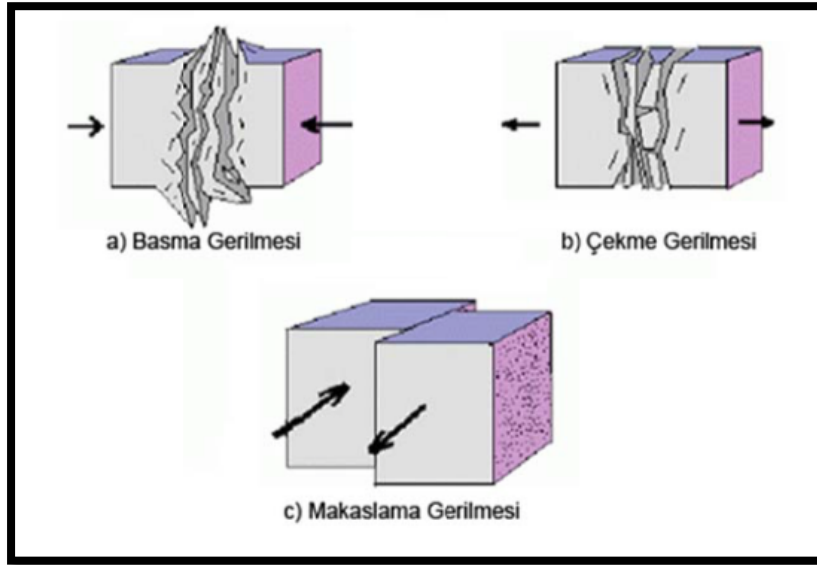
Bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat tersi yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmeye denir.^{94, 95, 97}

2.6.2.2 Baskı Gerilmesi (Compressive Stress)

Bir cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu oluşan gerilmedir.^{94, 95, 97}

2.6.2.3 Makaslama Gerilmesi (Shear Stress)

Bir cisme hem farklı düzlemlerde hem de ters yönde uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan streştir. Moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda meydana gelir.⁹⁷ Çekme ve baskı gerilmesi " σ " simgesi ile gösterilirken, makaslama gerilmeleri ise " τ " simgesi ile gösterilir.^{94, 95, 97}



Şekil 2.5 Gerilme tipleri: a) Basma gerilmesi, b) Çekme gerilmesi, c) Makaslama gerilmesi

2.6.3 Asal Gerilme (Principal Stress)

Makaslama gerilmelerinin bütün düzlemlerde sıfır olduğu ve varolan tüm gerilmelerin sadece alana dik yönde olan gerilmelerden oluştuğu gerilmelere asal gerilmeler (Principal stress) denir. Maksimum, ara ve minimum asal gerilme olmak üzere üç gruba ayrılır. Yük uygulanan cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme hali görülmektedir.^{98,99}

Asal gerilme dağılımına göre basma ve çekme gerilmelerinin dağılımı incelenir. Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder. Minimum asal gerilmer negatif değerdir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.¹⁰⁰

2.6.4 Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

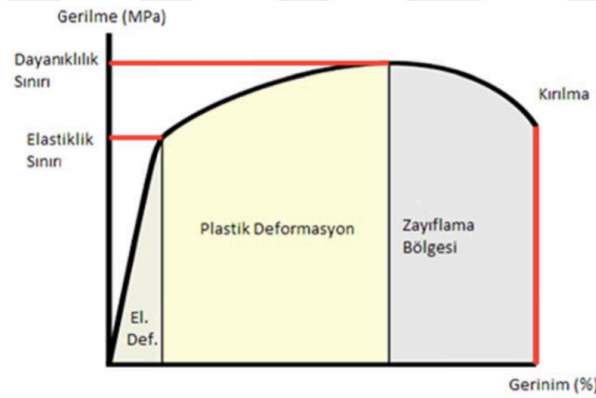
Von Mises gerilmesi şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmakta ve çekilebilir malzemelerde kullanılan bir terimdir. Bir yapının şekil değiştirebilmesi için iç enerjisinin belli bir sınır değerini aşması gerekmektedir. Bu, von Mises ve arkadaşları tarafından bir biçim değiştirme enerjisi şeklinde tanımlanmıştır. Von Mises gerilmeleri ayrıca kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde de kullanılmaktadır ve birimi Paskal'dır.¹⁰¹⁻¹⁰³

2.6.5 Gerinim (Strain)

Kuvvet uygulanan cismin uzunluğundaki değişimin, olması gereken uzunluğa oranıdır ve ölçü birimi yoktur. Bir cisme uygulanan kuvvet sonucu oluşan stres ile cisimde fiziksel deformasyon (elastik veya plastik) oluşabilir. Bu olay gerinim ile tarif edilir. Elastik gerinimde cismin eski haline dönebilmesi için stresin ortadan kalkması gerekmektedir. Plastik gerinimde ise cisim eski haline geri dönemez ve şekil değişikliğine uğrar. Kopma ya da kırılmalar oluşabilir.^{1, 104}

2.6.6 Gerilme-Gerinim Eğrisi (Stres-Strain Curve)

Materyallerin fiziksel davranışlarını belirlemede kullanılır (Şekil 2.6). Elastik ve plastik deformasyon bölgeleri arasında sınır direnci bulunur ve buna “yorulma direnci” denilmektedir. Bu sınırın ötesindeki deformasyon geri dönüşümsüzdür yani plastik deformasyon oluşmaktadır. Maksimum direnç ise materyalin kırılmadan önceki en yüksek dayanma kapasitesidir.



Şekil 2.6 Gerilme-Gerinim eğrisi

2.6.7 Deformasyon

Uygulanan kuvvet sonucunda oluşan tüm stres tiplerinde maddelerde deformasyon oluşmaktadır. Örneğin; çekme kuvvetinin yarattığı deformasyon cismin uygulanan kuvvet yönünde uzamasına neden olur, basma veya itme kuvvetlerinin uygulanması sonucunda ise uygulanan kuvvet doğrultusunda cismin sıkışması veya kısalması şeklinde deformasyon oluşmaktadır.⁹² Cisme uygulanan kuvvet sabitse oluşacak olan deformasyon homojendir.¹⁰⁵

2.6.8 Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı gösterdikleri direncin bir ölçüsüdür. Gerilme altındaki cisimlerin sertliği ile ilgili özelliği "elastiklik modülü" adını alır. Elastiklik modülü yüksek olan maddelerin iç dirençleri fazladır. Cisimlerin katılıklarının gerilme anında şekil değiştirmeye karşı gösterdikleri dirençtir.^{106, 107} Elastiklik modülü bazı kaynaklarda "Young modülü" olarak geçmektedir ve birimi Pascal'dır. Bir gerilme kuvvetine ne kadar küçük gerilim karşılık geliyorsa modülün değeri de o kadar büyük olur.⁹⁵

2.6.9 Elastik Sınır (Elastic Limit)

Cisimlerin plastik deformasyona uğramadan dayanabildikleri maksimum gerilmeye denilmektedir.⁹⁷

2.6.10 Poisson Oranı

Bir cismin yüzeyine dik uygulanan kuvvetler karşısında, deformasyona karşı gösterdiği direnç kabiliyetidir.¹⁰⁵

Cisimlerin elastik sınırları içerisinde, çekme veya basma kuvvetleri altında, enindeki birim boyut değişiminin, boyundaki birim boyut değişimine oranlanması ile bulunur. Bu oran, malzemeye bağlı ayırt edici bir özelliktir. Gerdirilen bir malzemenin boyunun uzamasına karşılık, eninde incelmeye görülürken, baskı altındaki bir malzemenin ise boyunun kısılmasına karşılık eninde kalınlaşma görülür. Bu uzama veya incelmeyi, kısılma veya kalınlaşmayı gösteren oran poisson oranıdır.⁹⁷

2.6.11 Yield Stress

Materyaldeki plastik deformasyonun başlangıcında oluşan gerilmeye denir. Yield noktasından önce materyal elastik deformasyondadır ve gerilme ortadan kalktığında eski haline geri döner. Bu noktayı aşacak kadar bir gerilme olursa plastik deformasyon oluşur ve deformasyon kalıcı olur, geri dönüşümü olmaz. Kısacası yield stress, elastik deformasyon ile plastik deformasyon arasındaki sınırdır.

2.6.12 Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediği cisimler için kullanılan bir terimdir.

2.6.13 İzotrop Cisim

Farklı doğrultularda uygulanan kuvvetlere karşı, cismin aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabul edilmesidir. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine bağlı olarak ifade edilebilir. Bu iki malzeme sabiti elastiklik modülü ve poisson oranı'dır.

2.6.14 Sınır Koşulları (Boundary Conditions)

Yer değiştirmelerin ve gerilmelerin sınır koşullarını ifade eden bir terimdir. Cismin sabitlendiği ve kuvvetin uygulandığı noktaları gösterir. Analizi yapılan cisimlerin sınır koşulları, kuvvetlerin uygulanma noktalarına göre belirlenir.^{98, 99, 108, 109}

2.6.15 Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analiz modeli oluşturulurken basit geometrik şekiller kullanılır. Bunlara eleman veya element adı verilir. Elemanlar; üçgen, paralel kenar, dörtgen olmak üzere geometrilerine göre sınıflandırılabilir. Ayrıca, tek boyutlu, iki boyutlu, dönel elemanlar, üç boyutlu elemanlar olarak boyutlarına göre sınıflandırılabilir. Bunların yanı sıra, düğüm sayısına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve problemin özelliklerine göre de sınıflandırılabilmektedirler.^{108, 109}

2.6.16 Rijit Eleman

Bağlandıkları düğümlerin arasındaki mesafeyi sabit tutmaya yarayan elemanlardır. Rijit elemanlar, gerilme yüklenmeyen, kuvvet iletmesine rağmen deformasyona uğramayan elemanlardır.^{108, 109}

2.6.17 Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar analizinde yapılan model üzerinde davranışı daha önce belirlenmiş olan birçok eleman bulunur. Bu elemanlar "düğüm" (node) adı verilen noktalarda tekrar birleştirilirler. Bu şekilde bir bütünlük elde edilir. Bu bütünlük ancak bilgisayar ortamında

elde edilebilmektedir.^{98, 99, 108, 109}

2.7 Stres Analiz Yöntemleri

Ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin dentofasiyal yapılar üzerinde meydana getirdiği stresleri inceleyen birçok stres analiz yöntemi mevcuttur.¹ Bunlar:

- Gerinim ölçer (strain-gauge) ile stres analiz yöntemi
- Kırılabilir vernikle kaplama tekniği
- Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
- Lazer ışını ile stres analizi yöntemi (Holografik interferometri)
- Termografik stres analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (Finite element analysis)

2.7.1 Gerinim Ölçer (Strain-Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer isimli aygıtlar kullanılarak yapılan bir analiz yöntemidir. Gerinim ölçerler yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin belirlenmesinde kullanılan cihazlardır. Mekanik deformasyona maruz kalan iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibi ile çalışır. Analiz in vivo ya da in vitro şartlarda, statik ve dinamik yüklemeler altında gerinim ile ilgili sonuçlar sağlar. Gerinime duyarlı uçlar incelenecek bölgeye yerleştirilir. Daha sonra bu yapılara kuvvet uygulanır. Statik ve dinamik oluşan gerinim, yükselticilerle bilgisayara aktarılır.¹¹⁰

2.7.2 Kırılabilir Vernikle Kaplama Tekniği

Kuvvet dağılımı incelenecek cismin üzerine vernik, homojen bir şekilde püskürtülür ve fırınlanır. Cisme kuvvet uygulandığında, kuvvet uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan birtakım çatlaklar meydana gelir. Çatlakların sıklığına göre kuvvete maruz kalınma miktarı belirlenir. Sık olduğu bölgeler, kuvvetin etkisine daha çok maruz kalmış demektir.¹¹¹

2.7.3 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemek için kullanılan, saydam cisimler içinden geçen polarize ışığın kırılması olayına dayanan gerilme analiz yöntemidir. Üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik bir materyale polarize ışık demeti uygulanır. Bu ışık demeti materyali geçerken farklı hızlarda ilerleyen dikey titreşimlere dönüşür. Bu titreşimler, polariskop cihazı ile izlenerek gerilme bölgeleri tespit edilir. Bu metodun uygulanması için özel hazırlanmış modeller ve gelişmiş bir laboratuvar ortamı olmalıdır.¹¹²

2.7.4 Lazer Işını ile Stres Analizi Yöntemi (Holografik İnterferometri)

Bu analiz yönteminde cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan bir koherent ışık kaynağı vardır. Bu kaynaktan çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle mikroskobik girişim saçakları oluşur ve bu saçakların kaydedilmesi ile veri elde edilir. Holografide ışığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından yararlanır. Gerilim veya herhangi başka bir nedenle oluşan yüzey değişimlerinin tespit edilebilmesi, holografinin bir alt alanı olan holografik interferometrenin doğmasına sebep olmuştur. Çift poz holografik interferometre en çok kullanılan türdür.¹¹³

2.7.5 Termografik Stres Analiz Yöntemi

Bu analiz yönteminde; ‘homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında, ısıda oluşan periyodik değişiklikler, materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır’ prensibi esas alınmaktadır.¹¹⁴

2.7.6 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (Finite Element Analysis)

Sonlu elemanlar analizi yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara bölünerek analitik şekilde modellenmesi ve böylelikle oluşan parçalar veya elemanlar ile belirtilmesi esasına dayanır.¹¹⁵ Genel anlamda bütün haldeki parçaların daha küçük parçalara bölünerek her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ile bütünün çözümlenebildiği matematiksel bir analizdir. “Matematiksel kuvvet analizi” olarak da isimlendirilir.¹¹⁶

Sonlu elemanlar analizi yöntemi 1943 yılında R. Courant tarafından geliştirilmiştir. Analiz yöntemiyle ilgili yapılan ilk çalışmalar, Hrennikoff ve McHenry tarafından

geliştirilen iki boyutlu yarı analitik yöntemlere dayanmaktadır. Clough 1956 yılında “Sonlu Eleman” terimini bulmuştur. İlk defa üç boyutlu problemlere 1964 yılında uygulanmıştır. Poisson denklemi 1965 yılında bu yöntem ile çözülmüştür ve 1970’te akışkanlar mekaniğine uygulanmıştır.^{117, 118}

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

İlk kez diş hekimliğinde 1968 yılında Ledley ve Huang tarafından sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.¹¹⁹ Bu çalışmada, matematik modeli oluşturulmuş bir dişe farklı yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda oluşturduğu gerilmeler incelenmiştir. Farah ve arkadaşları 1970 yılında yöntemi bugünkü anlamıyla diş hekimliğinde uygulamaya başlamıştır.¹²⁰ Davidian 1971’de üst orta kesici dişin teorik rotasyon merkezini bulmak amacıyla oluşturduğu diş modeline kuvvet uygulayarak periodonsiyumda oluşan mekanik cevabı inceleyip rotasyon ve direnç merkezlerinin yer değişimini gözlediği çalışmasıyla, sonlu elemanlar analizini ortodonti alanında kullanan ilk araştırmacı olmuştur.¹²¹

Sonlu elemanlar yönteminin çok yönlülüğü ve esnekliği sayesinde karmaşık yapılarda karşılaşılan problemlerin sebep sonuç ilişkilerini değerlendirmek için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Araştırmalarda modeller genellikle iki ve üç boyutlu elemanlarla modellenip analizler yapılabilmektedir, ancak daha hassas sonuçlar elde etmek için üç boyutlu elemanlar kullanılmaktadır. Bazı durumlarda analiz süresini kısaltmak için problem iki boyutlu elemanlarla gerçekleştirilmektedir.¹¹⁸

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

$$\mathbf{KxU}=\mathbf{F}$$

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

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

F: Kuvvet Vektörü

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

2.7.6.1 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları ve Dezavantajları

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları:^{97, 122}

- Farklı yapılarda, düzgün geometrik yapı göstermeyen katılar ve farklı özelliklere sahip maddelere uygulanıp gerçeğine çok yakın modeller hazırlanabilir.
- Yapay bir model materyali ve malzeme kullanmadan şekillendirilmek istenen yapı, matematiksel özellikleri ile mümkün olan en iyi şekilde oluşturulabilir.
- Cisimlerin yüzeyleri arasındaki yapışma, sürtünme ve temaslar gerçeğe yakın elde edilir.
- Oluşturulan model, kolaylıkla kontrol edilebilir ve sınır koşulları istenilen şekilde ayarlanabilir.
- Gerilme tipi, gerilme dağılımı ve deplasmanları bir arada ve oldukça hassas elde edilebilir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları:^{97, 122}

- Araştırmanın doğruluğunun sağlanmasında malzeme özellikleri büyük önem taşımaktadır.
- İyi bir bilgi aktarımı gerektirir. Çünkü bazı kilit özellikteki verilerin doğru verilmesi tamamen araştırmacının sorumluluğundadır, dolayısıyla yanlış bilgi aktarımı hatalı sonuçlara neden olur.
- Analiz yapılması için teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulmaktadır.
- Gerçek şartların katı model üzerine uygulanması bilgisayar donanımı ve sonlu

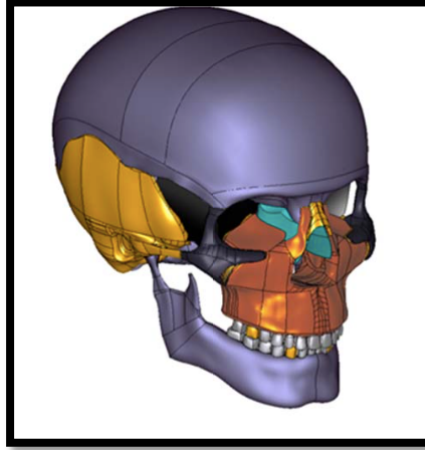
elemanlar programı ile sınırlı olmaktadır.

2.7.6.2 Sonlu Elemanlar Analizini Oluşturan Aşamalar

2.7.6.2.1 Geometrik Modelin Oluşturulması

Model oluşturma işlemi, analiz sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için büyük önem taşımaktadır. Analizin sonuçlarının doğruluğunu belirleyen en önemli etken, oluşturulan geometrik modelin gerçeğe yakınlığıdır. Genellikle bilgisayar ortamında üç boyutlu model;

1. Manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması.
2. Modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması.
3. Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak, cismin araştırmacı tarafından çizilmesi yöntemleri ile elde edilebilir (Şekil 2.10).^{123,124}



Şekil 2.7 Geometrik model

Sonlu elemanlar analizinde ilk aşama, kullanılacak materyallerin tümünün bilgisayar ortamında modellenmesidir. Geometrik modelleme ile cismin iç ve dış geometrisinin gerçeğe en yakın tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin en önemli aşaması, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde, bilgisayara aynı şekilde aktarılmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu daha detaylı bir şekilde değerlendirilebilir. Cisimlerin

üzerinde farklı renklendirme, modifikasyonlar, ışık yoğunluğu, geçirgenlik ve gölgeleme yapılabilir.¹²⁵

Dokuların modellenmesinde sıklıkla hasta anatomisinin üç boyutlu değerlendirilmesini sağlayan MRI ve BT sistemlerinden yararlanılmaktadır. Bu görüntüleme sistemleri ile elde edilen yumuşak ve sert dokuların görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ile geometrik model elde edilmektedir.

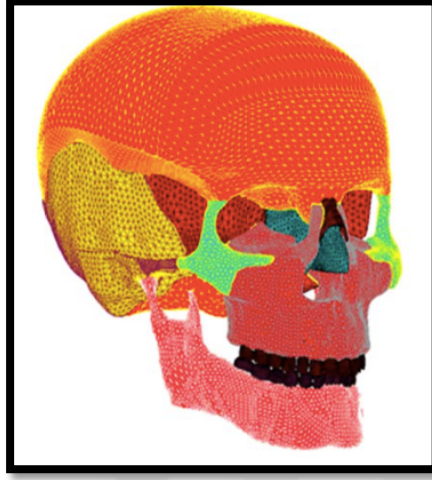
Cisimlerin katı modellemesi için aynı zamanda CAD (Computer Aided Design Bilgisayar Destekli Tasarım) programları da kullanılmaktadır. CAD ortamında hızlı bir veri, iletişim ve işlem gücüne sahip bilgisayar gerekmektedir. Katı modellemeyle bir ürünün piyasaya sürülmeden önce beklenen etkileri oluşturup oluşturmadığı değerlendirilebilmektedir. Dayanım ve malzeme özellikleri ve buna ilişkin hesaplar da yüksek maliyetli testler yerine, yazılım destekli olarak yapılabileceğinden dolayı hızlı ve ucuz olmaktadır. Modelleme bir, iki ve üç boyutlu şekilde yapılabilmektedir. Üç boyutlu modelleme, gerçek dünyanın koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri temsil etmek için kullanılmaktadır. Her ekseninde olan kuvvetler hesaba katılacağından dolayı, hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır.¹²⁵

2.7.6.2.2 Matematik Modelin Oluşturulması (Ağ Yapısı Oluşturma)

Matematik model, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile meydana gelmektedir. Ağ yapısı, otomatik olarak yazılımlar ile yapılabildiği gibi kullanıcı da ağ yapısını kendisi oluşturabilmektedir (Şekil 2.8). Kullanıcı tarafından programa girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Ağ yapısı oluşturma konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde ağ yapısı oluşturacak alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekmektedir. Önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceğidir, nasıl ağ yapısı oluşturulacağıdır.¹²⁵

Ağ yapısı oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alanda daha fazla eleman oluşturulur. Ağ yapısı oluşumundan sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı artırılarak, eleman tipi değiştirilerek, ağ yapısı oluşturma yöntemi

değiştirilerek veya yeniden ağ yapısı oluşturularak çözüm tekrarlanabilir.¹²⁵



Şekil 2.8 Ağ yapısı oluşturulmuş matematiksel model

Ağ yapısının oluşturulmasında günümüzde yaygın olarak kullanılan üç boyutlu eleman tipleri; dört düğümlü, beş düğümlü, altı düğümlü ve sekiz düğümlüdür. Bu nedenle sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan elemanların sayısı ve tiplerinin saptanması üst düzey mühendislik bilgisi ve tecrübesi gerektirmektedir.¹²⁶

2.7.6.2.3 Malzeme Özelliklerinin Programa Girilmesi

Sonlu elemanlar analiz yönteminin önemli özelliklerinden biri de, biyolojik yapının elastik özelliklerine ait bilgileri geometrik modele yansıtabilme kabiliyetidir. Elemanların lineer analizlerde en önemli iki materyal özelliği, elastiklik modülü ve Poisson oranıdır.¹²⁶

Elastik modülü, yapının yükleme anındaki gerilme/gerinim oranının ölçümü olarak tanımlanmaktadır ve yapılacak herhangi bir yükleme anında materyalin ne kadar deforme olabileceğinin göstergesidir. Poisson oranı ise yükleme anında yapının yan yöndeki şekil değiştirmesinin eksen yönündeki şekil değiştirmesine oranı olarak tanımlanmaktadır.^{124, 127}

Nonlineer analizlerde viskoelastik, yani zamana bağlı deformasyon özelliği gösteren yapıların malzeme özellikleri programa girilmektedir. Bu özellikler uygulanacak yüklemeler sonucunda ağ yapısını oluşturan elemanlardaki gerilme ve gerinimin nasıl olacağını belirlemektedir.¹²⁷

2.7.6.2.4 Sınır Koşullarının Tanımlanması

Materyal özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmış olan matematik modelin sınırlarındaki kuvvet uygulama noktaları ve destek noktalar gibi koşullar tanımlanarak sonlu elemanlar analizi programına girilmektedir.¹⁰⁹

Modele dışarıdan uygulanan kuvvetlerin model üzerinde oluşturdukları gerilme ve gerinim etkileri, ancak oluşturulan model dengeli olduğunda hesaplanabilmektedir. Uzak boşlukta sabitlenmeyen geometrik modele uygulanacak olan dış kuvvetler, modeli tüm eksenlerde biyolojik yapının elastik cevabından etkilenmeksizin hareket ettirecektir. Bu nedenle sonsuz sayıda oluşan analitik denklemlerin çözümü zorlaşacak ve istenen sonuca varılamayacaktır. Modelde sınır koşullarının tanımlanması ise modele bir dayanak noktası oluşturup tek bir çözümü olan problem denklemini ortaya çıkarmaktadır.^{125,127}

Matematik model üzerinde sınır koşullarının tanımlanması sırasında yapılan küçük bir hata bile sınırlamaya komşu olan elemanlara ait düğüm noktalarındaki gerilme ve gerinimlerin hesaplanmasını etkileyebileceği için bu sınırlamalar, araştırmada ilgilenilen temel problem bölgesinde uzağa yerleştirilmelidir.¹⁰⁹

Ağ yapısına sahip modelin sınır koşullarının düğüm noktalarında tanımlanması ile matematiksel model analize hazır hale gelmektedir.¹⁰⁹

2.7.6.2.5 Kuvvet Uygulanarak Denklemlerin Çözülmesi

Analiz aşamasında, oluşturulmuş olan matematik modele istenilen düğüm noktalarından kuvvet uygulanması sonucu, ağ yapısını tanımlayan diğer düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler hesaplanmaktadır. Bu sayede eleman problemlerinin çözümlenmesi ile tüm modelde meydana gelen gerilme ve gerinim değerleri hesaplanmaktadır.¹⁰⁹

2.7.6.2.6 Sonuçların Yorumlanması

- Sayısal değerlere ait tablolar ve grafikler,
- Yer değiştirme görüntüleri (büyütülmüş olarak),
- Animasyonlar,
- Gerilme değerlerini gösteren renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmektedir.¹²⁴

Günümüzde sonlu elemanlar analizinde binlerce elemandan oluşan modeller kullanılmaktadır. Bu da her bir model için, düğüm noktası sayısı ile doğru orantılı olarak binlerce gerilme, gerinme ve yer değiştirme değerinin elde edilmesi demektir. Elde edilen birçok verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi için, kritik noktalarda bulunan düğümlere ait yer değiştirme ve gerilme değerleri, tüm modele ait animasyonlar ve farklı açılardan alınmış renk skalasına sahip görüntüler kullanılmaktadır. Tablolar veya grafikler ile ortaya koyulan sayısal değerler kritik noktalardaki, uzayın üç yönünde oluşan yer değiştirmeleri ve modele uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu gerilme değerlerini vermektedir. Renk skalasına sahip görüntülerde ise tüm modele ait gerilme dağılımını ve yer değiştirmeleri farklı açılardan görmek mümkün olmaktadır. Renklerin denk geldiği değer aralığı görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilmektedir. Büyütülmüş görüntüler ve animasyonlarda ise aslında çok küçük değerler taşıyan yer değiştirmeler, eşit miktarda büyütülüp daha kolay anlaşılır hale gelmektedir.

2.8 Sonlu Elemanlar Analizinin Ortodontide Kullanımı

Ortodonti biliminde sonlu elemanlar analiz yöntemi;

- Ortodontik kuvvetlerin dişler, periodontal ligamentler ve alveol kemiğinde neden oldukları gerilmelerin değerlendirilmesinde.
- Ortodontik diş hareketlerine neden olan farklı ortodontik apareylerin biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde.
- Farklı ortopedik kuvvetler uygulayan apareylerin kraniyofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde.
- Hızlı üst çene genişletmesi için kullanılan apareylerin kraniyofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde.
- Ankraj amacıyla kullanılan mini vidaların etrafında oluşan gerilmelerin değerlendirilmesinde kullanılmıştır.¹²⁸

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulunca onaylanmıştır (28/03/2019 tarihli, Karar no: 10).

Bu çalışmada dentolaveolar yapılar üzerindeki etkileri değerlendirilmek üzere üç sabit fonksiyonel apareye ait çalışma modeli oluşturulmuştur. Bu modellerde, ForsusTM Fatigue Resistant Device EZ2 (FRD, 3M Unitek, Monrovia, California, USA), PowerScope^{R2} (©2014 American Orthodontics Corporation, Sheboygan, USA) ve Tip IV Herbst (Dentaurum GmbH&Co.KG, Inspringen, Almanya) apareylerinin uygulanması ile alt-üst çene kortikal ve spongiyöz kemik, dişler ve dentoalveolar yapılarda oluşabilecek olan etkiler sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmiştir. Mandibulayı ilerletmek için fonksiyonel aparey uygulanmasından önce alt ve üst çene kemikleri, dişler, periodontal ligament ve çalışmada kullanılacak sabit fonksiyonel apareyler üç boyutlu olarak modellenmiştir. Modeller üzerine seçilen apareyler yerleştirilerek, apareylerin oluşturduğu kuvvetlerin stres analizleri yapılmıştır.

3.1 Modellemede Kullanılan Araç ve Gereçler

Katı modelin üç boyutlu olarak oluşturulması, üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için; Intel[®] Xeon[®] E3-1240 R CPU 3,30 GHz işlemciye sahip, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880¹²⁹ (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile oluşturulan üç boyutlu modellerden, Rhinoceros¹³⁰ 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) üç boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio¹³¹ (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro¹³² (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, USA) analiz programından yararlanılmıştır.



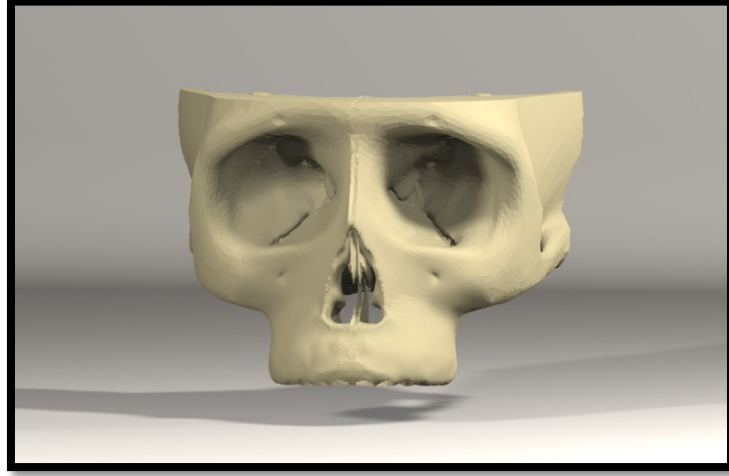
Şekil 3.1 Activity 880¹²⁹ optik tarayıcısı.

3.2 Geometrik Modelin Oluşturulması

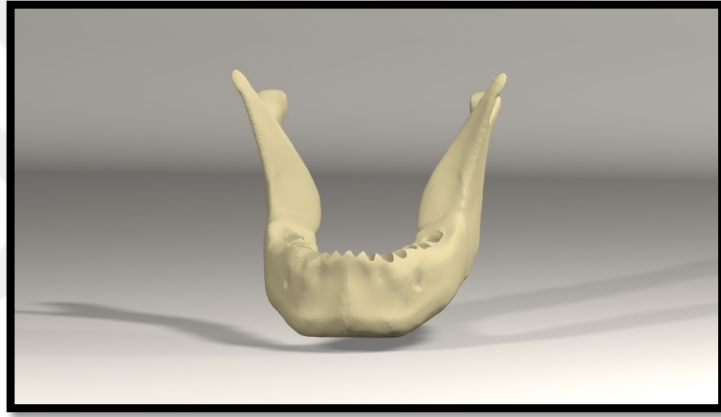
3.2.1 Alt-Üst Çene Kemiklerinin Modellenmesi

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 3.2, 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-Doctor¹³³ (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alınmıştır. 3D-Doctor¹³³ yazılımı, manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi de dahil olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntüler üzerinde, sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişikliklerin yapılabildiği bir yazılımdır (Şekil 3.4).



Şekil 3.2 Üst çene ve kafa kaidesi geometrik modeli



Şekil 3.3 Alt çene geometrik modeli

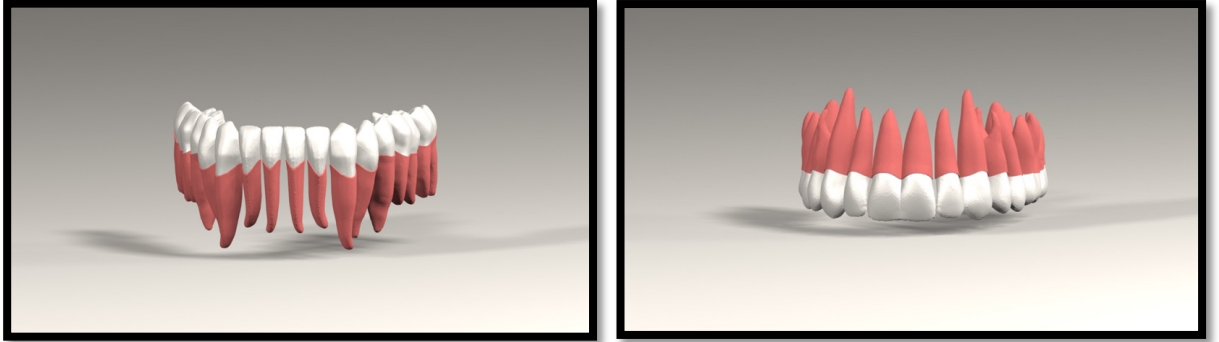
3D-Doctor¹³³ yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırılmıştır. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle üç boyutlu model haline getirilmiştir. Elde edilen bu model, 3D-Doctor¹³³ yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek, alt-üst çene kemiklerinin modelleri elde edilmiştir. Bu kemik modellerinden offset yöntemi ile spongiyoz kemik elde edilmiştir ve sonuç olarak mandibula, maksilla, kortikal kemik ve spongiyoz kemik gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde oluşturulmuştur. Üç boyutlu model, 3D-Doctor¹³³ yazılımından .stl formatında dışarı aktarılmıştır. VR Mesh¹³¹ yazılımında modelin boyutsal ve topoğrafik düzenlemeleri yapılmıştır. Yapılan düzenlemeler sonucunda modeller Rhinoceros¹³⁰ yazılımında uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiştir ve modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 3.4 Alt ve üst çene tomografi görüntüsü

3.2.2 Alt-Üst Çene Dişlerinin Modellenmesi

Tomografi ile x, y, ve z eksenlerinde taraması yapılan dişler, Rhinoceros¹³⁰ yazılımında birleştirilmiştir. Birleştirme işleminden sonra yirmi yaş dişleri dışındaki tüm dişlerin modellenmesi Wheeler'ın "Textbook of Dental Anatomy and Physiology" isimli diş anatomisi atlasına göre düzenlenmiştir. Dişler; mine, dentin, sement tabakaları oluşturulmayarak, homojen olarak modellenmiştir. Dişlerin alveolar kemik içinde kalan kökleri etrafında 0.2 mm'lik periodontal ligament ve lamina dura dokuları modellenmiştir (Şekil 3.5).



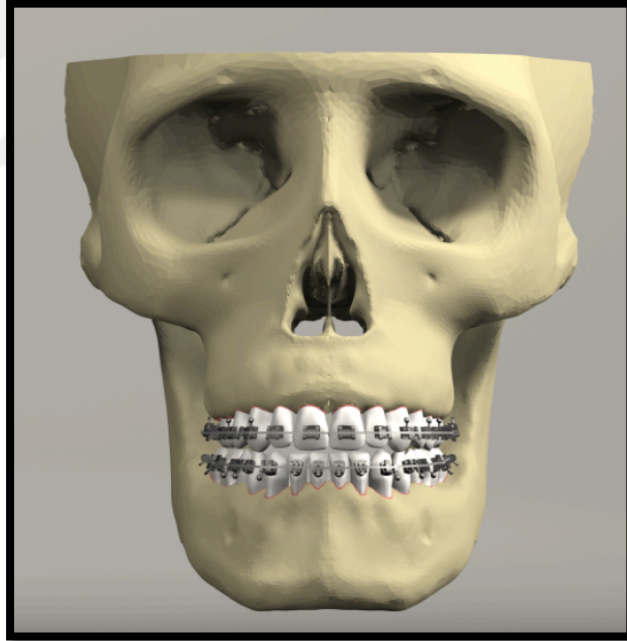
Şekil 3.5 Alt-üst çene dişlerinin geometrik modellenmesi

3.2.3 Temporomandibular Eklem Diskinin Modellenmesi

Temporomandibular eklem diski Sobotta anatomi atlasından yararlanılarak Catia (Dassault Systemes, France) üç boyutlu modelleme yazılımında manuel olarak modellenmiştir.

3.2.4 Braket, Tüpler ve Ark Tellerinin Modellenmesi

.022 inch slot boyutuna sahip 3M Unitec Gemini MBT (Monrovia, Kaliforniya, USA) metal braketler, .019 x .025 inch American Orthodontics Form III paslanmaz çelik ark telleri ve .022 inch slot Non Convertible LP (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA) birinci ve ikinci molar tüpleri Rhinoceros¹³⁰ yazılımı aracılığı ile üç boyutlu olarak modellenmiştir. Braketler dişin üzerinde, klinik kron mezio-distal genişliğin 1/3 orta bölgesine ve yükseklik olarak klinik kronun orta noktasına yerleştirilmiştir. Tüm dişler çelik tel ile bir blok haline getirilmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 Braket ve ark tellerinin geometrik modellenmesi

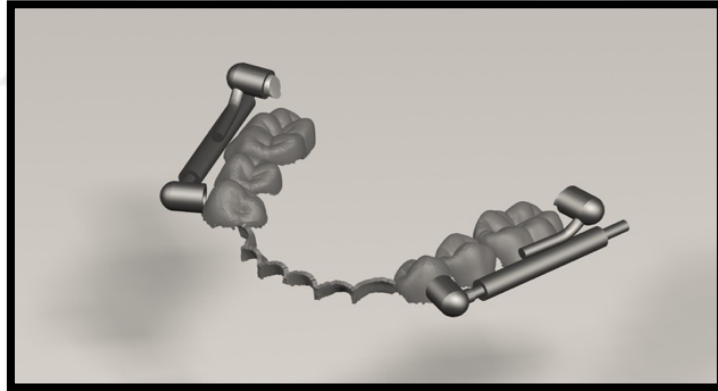
3.2.5 Sabit Fonksiyonel Apareylerin Modellenmesi

Çalışmada kullanılacak olan sabit fonksiyonel apareyler Smart Optics¹²⁹ tarayıcısı ile üç boyutlu olarak taranmıştır (Şekil 3.7-9). Standart template library (Stl) formatında elde edilen modeller, sonlu elemanlar analizinin uygulanması amacıyla Rhinoceros¹³⁰

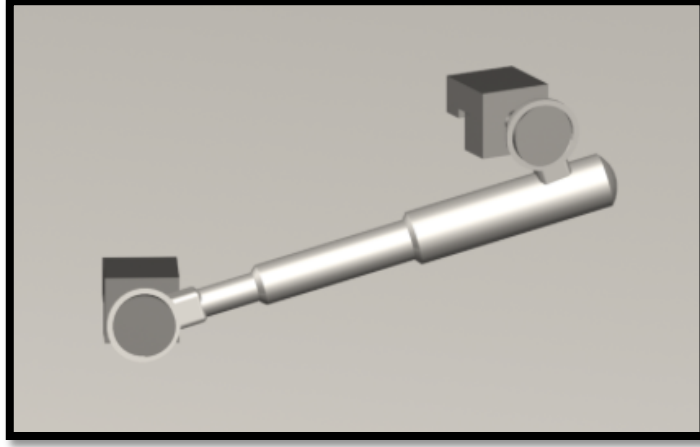
yazılımına aktarılmıştır. Sabit fonksiyonel apareylerin maksilla, mandibula ve dişler ile olan uyumu, yazılımda boolean yöntemi ile sağlandıktan sonra kuvvet aktarımı yapılmıştır.



Şekil 3.7 Forsus apareyinin üç boyutlu modeli



Şekil 3.8 Herbst apareyinin üç boyutlu modeli

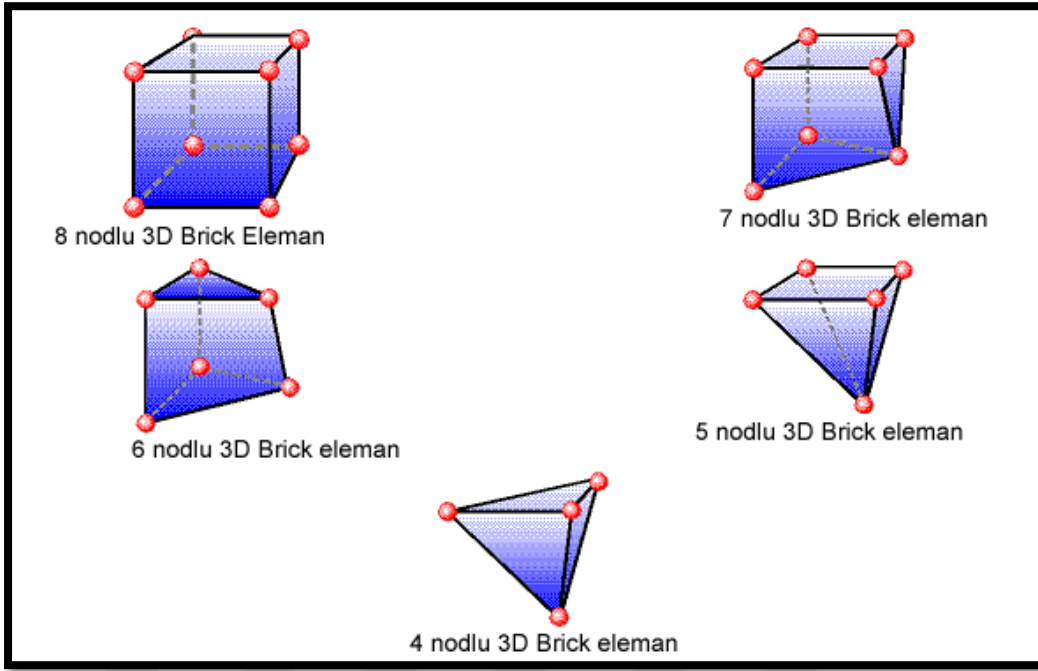


Şekil 3.9 PowerScope2 apareyinin üç boyutlu modeli

3.3 Matematiksel Modelin Oluşturulması

Modeller, VRMesh¹³¹ yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, .stl formatında Algor¹³² yazılımına aktarılmıştır. Algor¹³² yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra modeldeki tüm yapılara elastiklik modülü ve poisson oranı değerleri verilerek, bu yapıların fiziksel özellikleri tanımlanmıştır.

Algor¹³² yazılımında analizlerin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde ağ yapısının oluşturulması gerekmektedir. Eleman ağı oluşturulurken hassas bölgelerde, diğer bölgelere göre daha fazla eleman ve düğüm noktası olacak şekilde modellenmiştir. Sonlu elemanlar modeli, 8 düğüm noktalı elemanlar (brick tipi) kullanılarak oluşturulmuştur. (Şekil 3.10)



Şekil 3.10 Eleman tipleri

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir:

Eleman ve düğüm sayısı:

***Forsus apareyi**

Düğüm sayısı: 229475

Eleman sayısı: 1010391

***PowerScope2 apareyi**

Düğüm sayısı: 226194

Eleman sayısı: 992453

***Herbst apareyi**

Düğüm sayısı: 210079

Eleman sayısı: 969781

3.4 Materyal ve Anatomik yapıların Özelliklerinin Girilmesi

Materyal ve anatomik yapıların mekanik özellikleri, daha önce yapılan bir çalışmadan alınmış ve Çizelge 3.1’de verilmiştir.^{134, 135}

Çizelge 3.1 Materyal ve anatomik yapıların mekanik özellikleri

	Young modülü (Mpa)	Poisson oranı (ν)
Kortikal kemik	13700	0,3
Trabeküler kemik	7900	0,3
Dişler	20290	0,3
Periodontal ligament	7	0,49
Eklem diski	10,73	0,4
Ortodontik tel	200000	0,3
Forsus apareyi	200000	0,3
Herbst apareyi	200000	0,3
PowerScope2 apareyi	200000	0,3

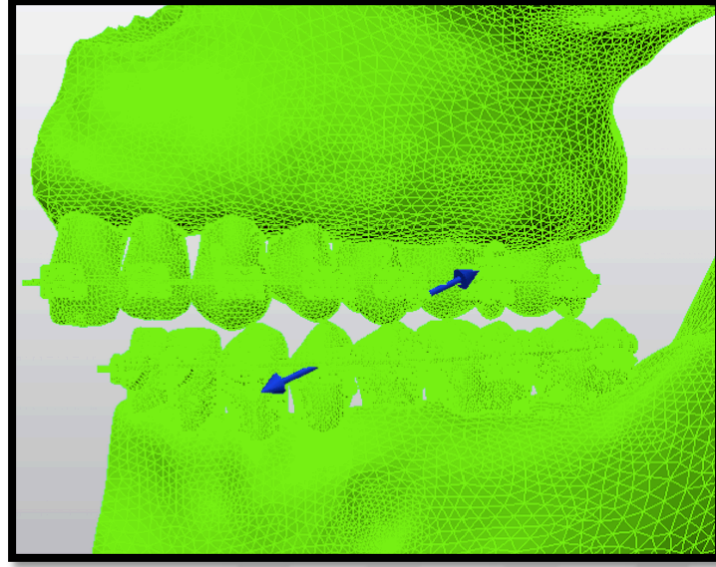
3.5 Sınır ve Yükleme Koşulları

Materyal özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmış olan matematik modelin sınırlarındaki kuvvet uygulama noktaları ve destek noktaları gibi koşullar tanımlandıktan sonra sonlu elemanlar analizi yapılmaktadır.¹⁰⁹

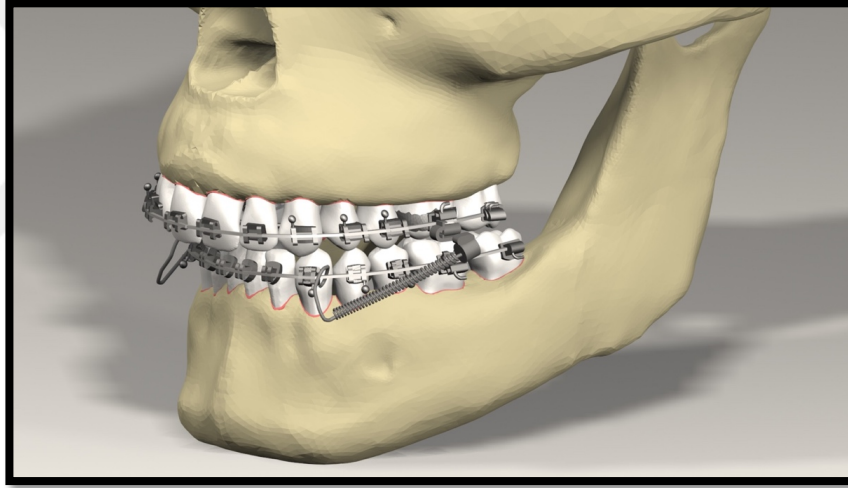
Çalışmamızda üç adet senaryo oluşturulmuştur. Bunlar:

1. Senaryo: Forsus apareyi uygulanmış kafa modeli:

Forsus apareyi içerisinde yer alan nikel titanyum yaylar 200 gr kuvvet oluşturmaktadır. Modellenen Forsus apareyi aracılığı ile üst birinci molar diş ve alt kanin dişinin distali arasına çift taraflı 200 gr kuvvet uygulanmıştır. Şekil 3.11-12'de Forsus apareyi uygulanmış model ve apareyin uyguladığı kuvvetin yönleri görülmektedir.



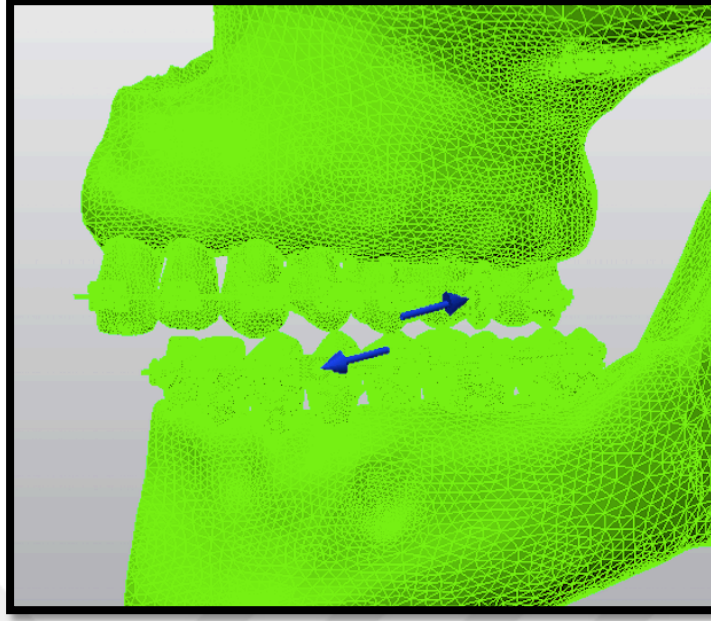
Şekil 3.11 Forsus apareyi simülasyonunun yükleme koşulları ve apareyin oluşturduğu kuvvetin yönleri



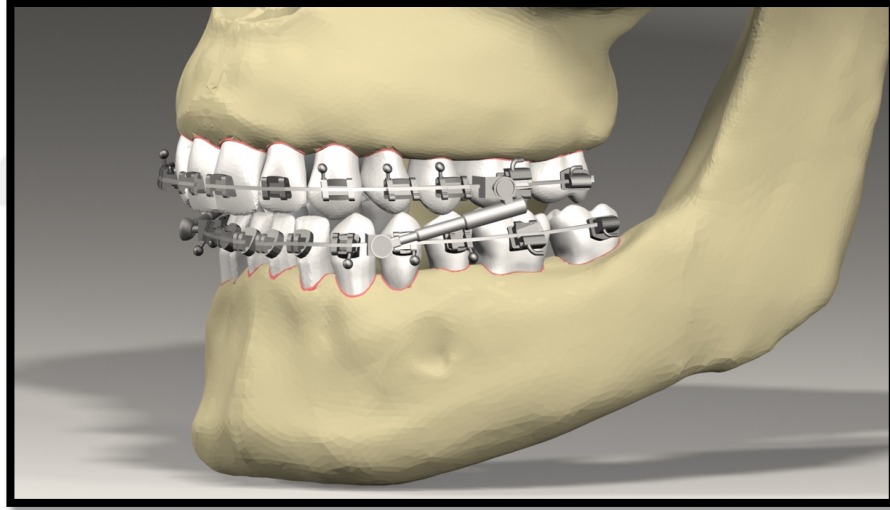
Şekil 3.12 Forsus apareyinin uygulanması

2. Senaryo: PowerScope2 apareyi uygulanmış kafa modeli:

PowerScope2 apareyinin teleskopik mekanizması içerisinde yer alan nikel titanyum yaylar 260 gr kuvvet oluşturmaktadır. Modellenen PowerScope2 apareyi aracılığı ile 260 gr kuvvet; üst ikinci premolar ve birinci molar diş arasından geçen ark teline ve alt çene kanin diş ile birinci premolar dişler arasından geçen ark teline uygulanmıştır. PowerScope2 apareyi uygulanmış model ve oluşan kuvvetin yönleri Şekil 3.13-14'te görülmektedir.



Şekil 3.13 PowerScope2 simülasyonunun yükleme koşulları ve apareyin uyguladığı kuvvetin yönleri.

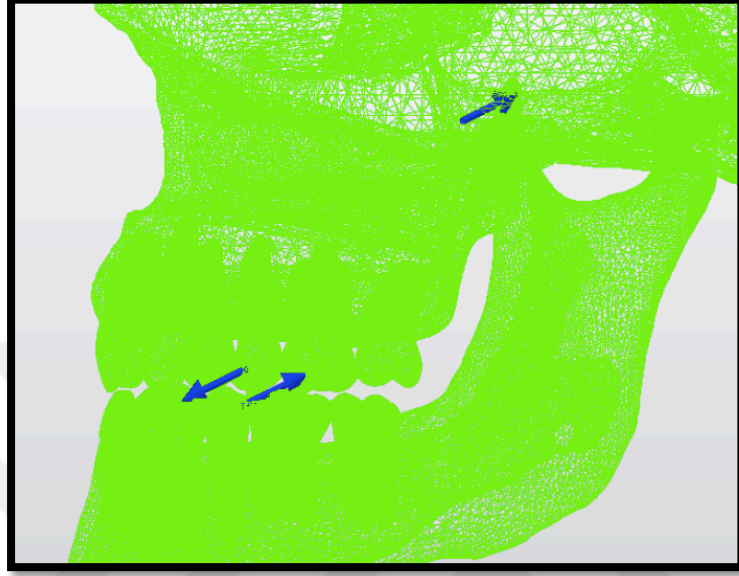


Şekil 3.14 PowerScope2 apareyinin uygulanması

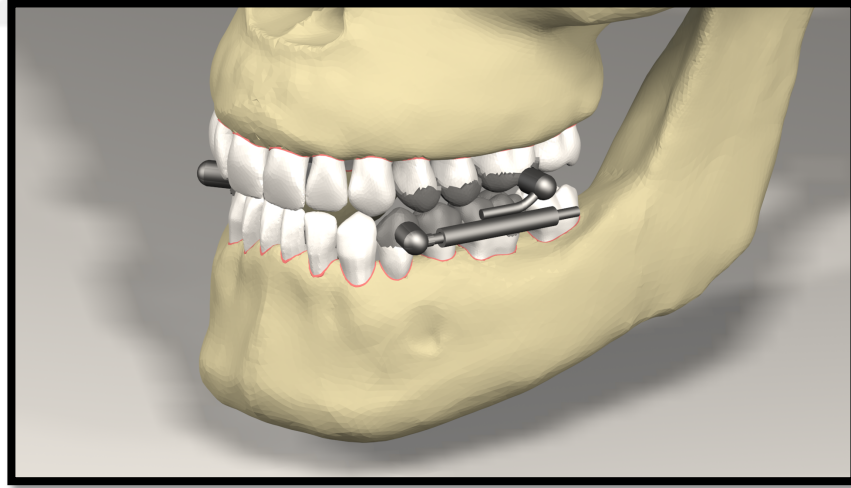
3. Senaryo: Herbst apareyi uygulanmış kafa modeli;

Modellenen Herbst Tip IV apareyi aracılığı ile alt çene bir premolar diş genişliği olan 7 mm ilerletilerek üst birinci molar diş ile alt kanin diş arasında karşılıklı zıt yönlü 300 gr kuvvet uygulanmıştır. Herbst apareyi uygulandığında mandibula rijid bir şekilde aktivasyon miktarı kadar öne gelmektedir. Yeni pozisyona gelen mandibula üzerinde temporal kasın arka liflerinin oluşturduğu geri çekme kuvvetinin, mandibular ve maksiller yapılar üzerindeki etkisi, sonlu elemanlar analizi ile taklit edilmiştir. Literatür bilgisi bu kasın arka bölümlerinin çekme kuvvetini yaklaşık 300 gr olarak bildirmektedir.¹³⁶ Şekil

3.15-16'da model üzerine uygulanmış Herbst apareyi ve apareyin oluşturduğu kuvvetin yönleri görülmektedir.



Şekil 3.15 Herbst apareyi simülasyonunun yükleme koşulları ve apareyin uyguladığı kuvvetin yönleri.



Şekil 3.16 Herbst apareyinin uygulanması

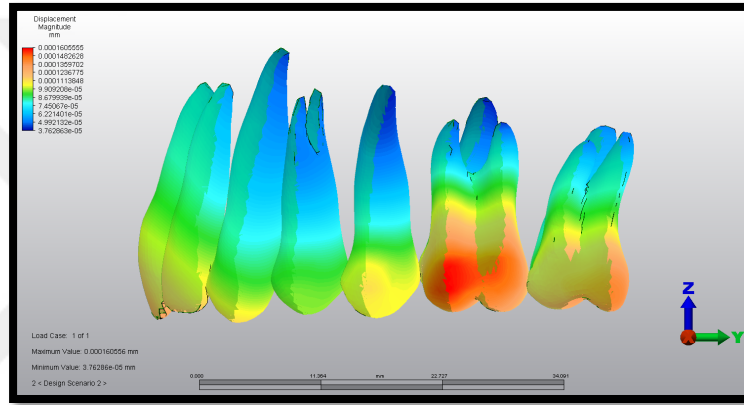
3.6 Sonlu Elemanlar Problemlerinin Çözümü ve Sonuçların Değerlendirilmesi

Üç boyutlu olarak oluşturulan senaryolarda apareylerin oluşturduğu kuvvetler sonucunda;

- Dişlerde yer değiştirme,
- Von Mises gerilmesi,

- Kortikal ve spongiyoz kemikte minimum ve maksimum asal gerilme bulguları meydana gelmektedir.

Apareylerin etkisi ile oluşan yer değiştirme miktarı, kuvvet uygulamadan önceki model ve kuvvet uygulandıktan sonraki modelin sagittal yönde üst üste getirilerek karşılaştırılması ile belirlenmiştir. Y eksenini ön-arka (sagittal) yönü temsil etmektedir. Üst çenede +y yöndeki hareket distalizasyonu, alt çenede -y yöndeki hareket mezializasyonu göstermektedir. Şekil 3.17’de de görüldüğü gibi mavi bölgeler yer değiştirmenin az olduğu, kırmızı bölgeler ise yer değiştirmenin daha fazla olduğu bölgelerdir. Yer değiştirme değerleri analiz sonucunda milimetrik olarak da verilmiştir.

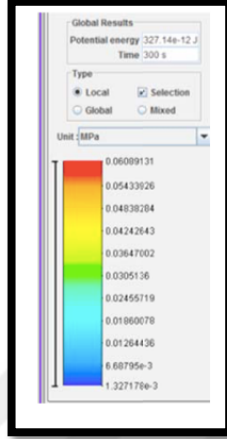


Şekil 3.17 Kuvvet uygulama sonrası diş hareketleri

Sonlu elemanlar analizi ile; çenelerde görülen minimum ve maksimum asal gerilme noktaları ve dişlerin apikal-kesici veya çiğneyici kenarlarında meydana gelen von Mises gerilmeleri incelenmiştir. Modeller üzerinde von Mises gerilmeleri renk skalasında mavi-kırmızı arası renklerle gösterilmiştir. Mavi renk düşük von Mises gerilme değerini ifade ederken kırmızı renge doğru gerilme değerlerinde artış meydana gelmektedir. Gerilme değerleri Mpa birimi ile ifade edilmiştir (Şekil 3.18).

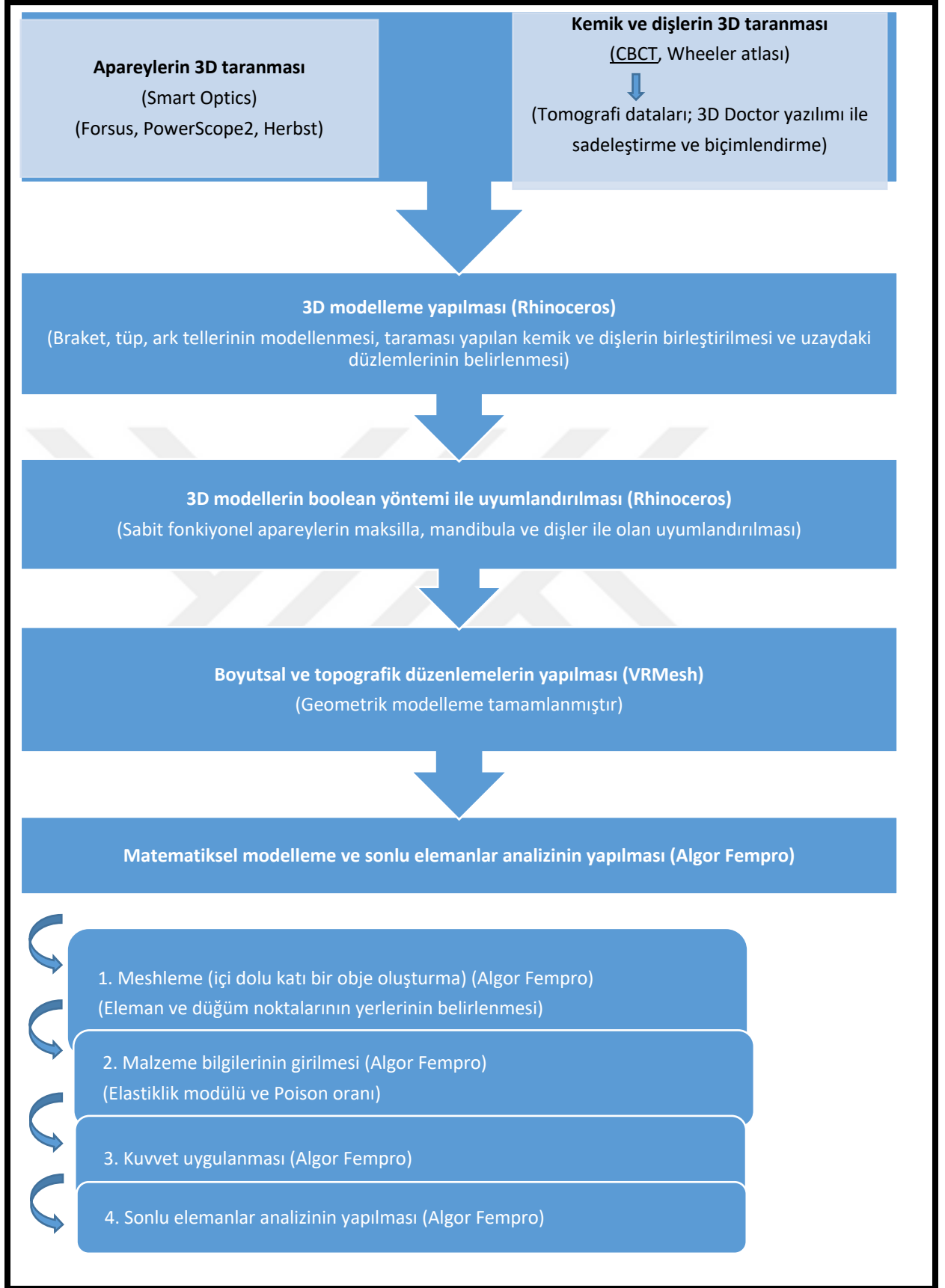
Minimum ve maksimum asal gerilme bulguları mandibula ve maksilla modellerinde kortikal ve spongiyoz kemikte incelenmiştir. Asal gerilme dağılımına göre dentoalveolar yapılar üzerinde basma ve çekme gerilmelerinin dağılımları değerlendirilir. Asal gerilme değerleri şekillerin yanında bulunan renk skalası ile gösterilmiştir (Şekil 3.18). Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermektedir. Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade etmektedir. Mavi renkten kırmızı renge

doğru gerilme değerlerinde artış görülmektedir. Minimum asal gerilmeler ise negatif değerdir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade etmektedir. Şekillerde mavi renkten kırmızı renge doğru gerilme değerlerinde azalma görülmektedir.



Şekil 3.18 Gerilme değerini gösteren renk skalası

Bu çalışmada kullanılan c boyutlu modellerin oluşturulmasından sonlu elemanlar analizinin tamamlanmasına kadar olan iş akış Şeması Şekil 3.19'daki gibidir.



Şekil 3.19 Sonlu elemanlar analiz yöntemi iş akış şeması

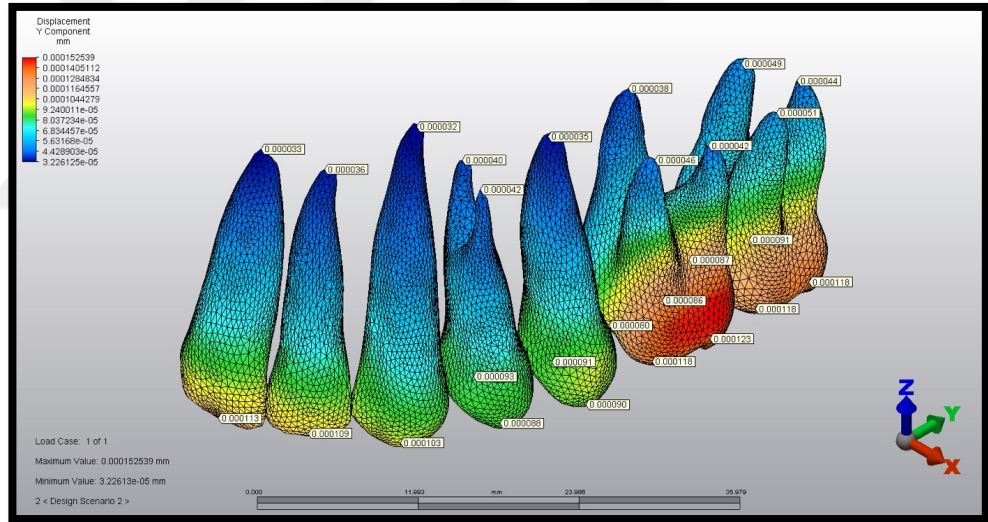
4. BULGULAR

4.1 Forsus Simülasyonu ile İlgili Bulgular

4.1.1 Forsus Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları

Forsus apareyi uygulanan maksilla modelinde meydana gelen diş hareketlerinin yönü Şekil 4.1’de ve miktarı Çizelge 4.1’de görülmektedir. Kuvvetin yönüne bağlı olarak üst çene dişlerinde distal yönde yer değiştirme gözlenmiştir (Şekil 4.1).

Çizelge 4.1 incelendiğinde; santral, lateral ve kanin dişin kesici kenarındaki hareket miktarı premolar dişlerinden daha fazla iken, birinci ve ikinci molar dişlerden daha azdır. Yer değiştirme miktarının birinci molar dişin bukkal tüberküllerinde en yüksek değeri aldığı görülmektedir.



Şekil 4.1 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri

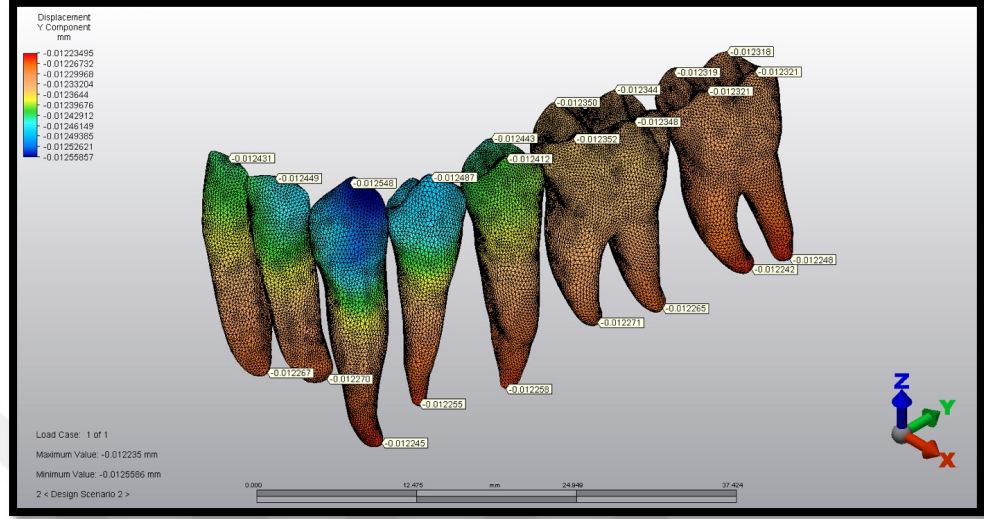
Forsus apareyinin maksillada uygulandığı diş olan birinci molar dişinde gözlenen yer değiştirme miktarı; dişin distobukkal ve meziobukkal tüberküllerinde sırasıyla 0,000123 mm, 0,000118 mm; distopalatinal ve meziopalatinal tüberküllerinde ise sırasıyla 0,000086 mm, 0,000080 mm’dır. Dişin meziobukkal apeksinde 0,000046 mm, distobukkal apeksinde 0,000042 mm ve palatinal apeksinde 0,000038 mm yer değiştirme gerçekleşmiştir. İkinci molar dişte de birinci molar dişe yakın miktarda yer değiştirme meydana gelmektedir.

Üst çenede apareyin etki ettiği tüm dişlerde kesici veya çiğneyici kenarlarda oluşan yer değiştirme miktarı, aynı dişin apikal bölgesinden daha fazladır.

Çizelge 4.1. Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm)

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı (mm)
Santral	Kesici kenar	0,000113
	Apeks	0,000033
Lateral	Kesici kenar	0,000109
	Apeks	0,000036
Kanin	Kesici kenar	0,000103
	Apeks	0,000032
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000088
	Palatinal tüberkül	0,000093
	Bukkal apeks	0,000042
	Palatinal apeks	0,000040
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000090
	Palatinal tüberkül	0,000091
	Apeks	0,000035
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,000118
	Distobukkal tüberkül	0,000123
	Meziopalatinal tüberkül	0,000080
	Distopalatinal tüberkül	0,000086
	Meziobukkal apeks	0,000046
	Distobukkal apeks	0,000042
	Palatinal apeks	0,000038
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,000118
	Distobukkal tüberkül	0,000118
	Meziopalatinal tüberkül	0,000087
	Distopalatinal tüberkül	0,000091
	Meziobukkal apeks	0,000051
	Distobukkal apeks	0,000044
Palatinal apeks	0,000049	

Mandibula modelinde, Forsus apareyinin kanin dişe uyguladığı kuvvetin sagittal yöndeki bileşenine bağlı olarak dişlerde mezial yönde yer değiştirme meydana gelmektedir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri

Dişlerde oluşan yer değiştirme miktarı Çizelge 4.2’de görülmektedir. Alt çenedeki tüm dişler değerlendirildiğinde yer değiştirme miktarının kanin dişin kesici kenarında en yüksek değerde olduğu görülmektedir. Alt çene ön ve arka bölgesi karşılaştırıldığında ise keser dişlerdeki hareket miktarının, molar dişlerdeki hareketten fazla olduğu görülmektedir. Forsus apareyinin üst ve alt çene dişlerinde oluşturduğu hareket miktarı Çizelge 4.1 ve 4.2’ye bakarak karşılaştırıldığında, alt çene dişlerinde meydana gelen mezial yöndeki hareketin, üst çenede oluşan distal yöndeki hareketten daha fazla olduğu gözlenmektedir.

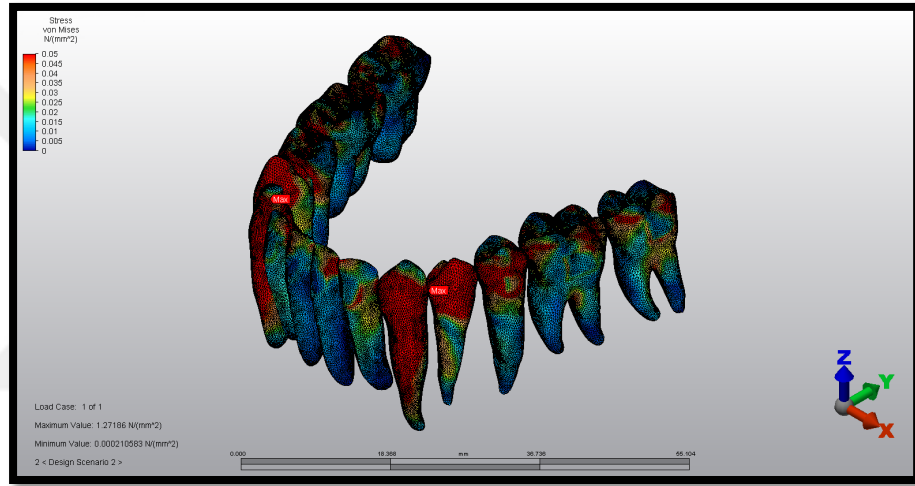
Çizelge 4.2 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm)

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı (mm)
Santral	Kesici kenar	-0,012431
	Apeks	-0,012267
Lateral	Kesici kenar	-0,012449
	Apeks	-0,012270
Kanin	Kesici kenar	-0,012548
	Apeks	-0,012245
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,012487
	Apeks	-0,012255
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,012412
	Lingual tüberkül	-0,012443
	Apeks	-0,012258
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,012352
	Distobukkal tüberkül	-0,012348
	Meziolingual tüberkül	-0,012350
	Distolingual tüberkül	-0,012344
	Mezial apeks	-0,012271
	Distal apeks	-0,012265
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,012321
	Distobukkal tüberkül	-0,012321
	Meziolingual tüberkül	-0,012319
	Distolingual tüberkül	-0,012318
	Mezial apeks	-0,012242
	Distal apeks	-0,012248

4.1.2 Forsus Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları

Şekil 4.3-8’de Forsus apareyi uygulanan modelde von Mises gerilme alanları ve gerilme değerleri gösterilmiştir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermektedir. Koyu mavi renkten kırmızıya doğru gerilme değerleri artmaktadır.

Alt Çene Bulguları: Alt çenede von Mises gerilme değerinin en yüksek olduğu alan, kanin diş ile birinci premolar dişin temas noktasında meydana gelmiştir (Şekil 4.3). Bu değer 1,27186 mpa’dır. Ayrıca kanin dişin vestibül-lingual yüzeylerinde ve birinci-ikinci premolar dişlerinin kron ve kök yüzeylerinde de yüksek gerilme alanları görülmektedir. (Şekil 4.4-4.5).



Şekil 4.3 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları

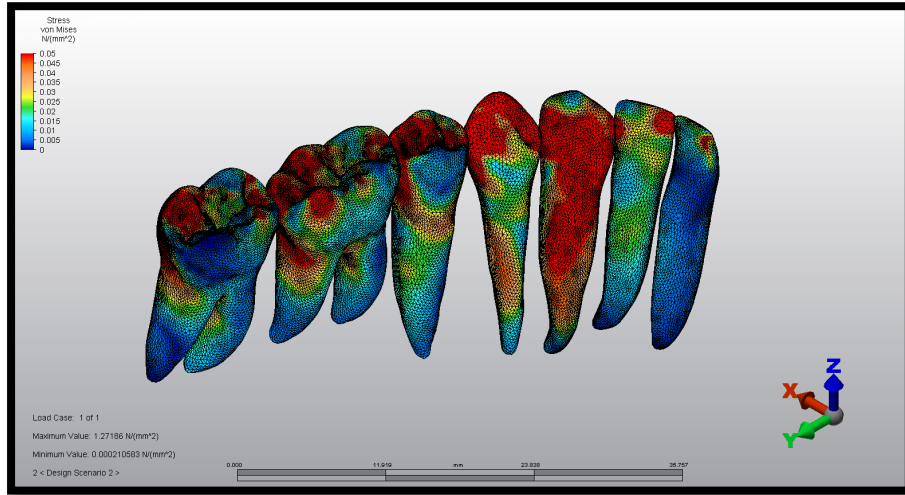
Forsus apareyinin uygulandığı alt çene modelinde dişlerde görülen von Mises gerilme değerleri Çizelge 4.3’de görülmektedir. Alt çene dişlerinde görülen en yüksek von Mises gerilme değeri birinci premolar diş tüberkül tepesinde ve 0,125578 mpa’dır.

Tüm alt çene dişlerinde kesici kenar veya tüberkül tepelerinde meydana gelen von Mises değerleri aynı dişin kök apekslerinden daha yüksektir. Kesici kenarlar incelendiğinde santral ve lateral kesici dişlerdeki gerilme değerleri ikinci premolar, birinci-ikinci molar dişlere göre daha yüksektir.

Çizelge 4.3 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)

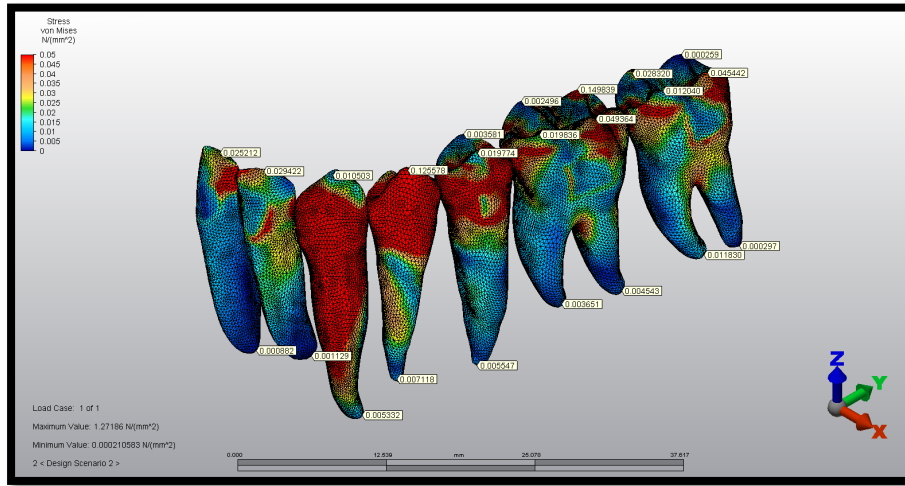
Dişler	Seçilen düğüm noktası	von Mises gerilme değeri (mpa)
Santral	Kesici kenar	0,025212
	Apeks	0,000882
Lateral	Kesici kenar	0,029422
	Apeks	0,001129
Kanin	Kesici kenar	0,010503
	Apeks	0,005332
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,125578
	Apeks	0,007118
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,019774
	Lingual tüberkül	0,003581
	Apeks	0,005547
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,019836
	Distobukkal tüberkül	0,049364
	Meziolingual tüberkül	0,002496
	Distolingual tüberkül	0,149339
	Mezial apeks	0,003651
	Distal apeks	0,004543
	Meziobukkal tüberkül	0,012040
İkinci molar	Distobukkal tüberkül	0,045442
	Meziolingual tüberkül	0,028320
	Distolingual tüberkül	0,000259
	Mezial apeks	0,011830
	Distal apeks	0,000297

Şekil üzerinde kırmızı renkten mavi renge doğru meydana gelen değişim von Mises gerilme değerlerinde azalmayı gösterir. Alt çenede posterior dişlere doğru gidildikçe von Mises gerilme alanlarının azaldığı görülmektedir (Şekil 4.3-5). Dişlerin kontak bölgelerinde yüksek gerilme alanları görülürken diğer bölgelerde gerilme alanlarının azaldığı gözlenmektedir.



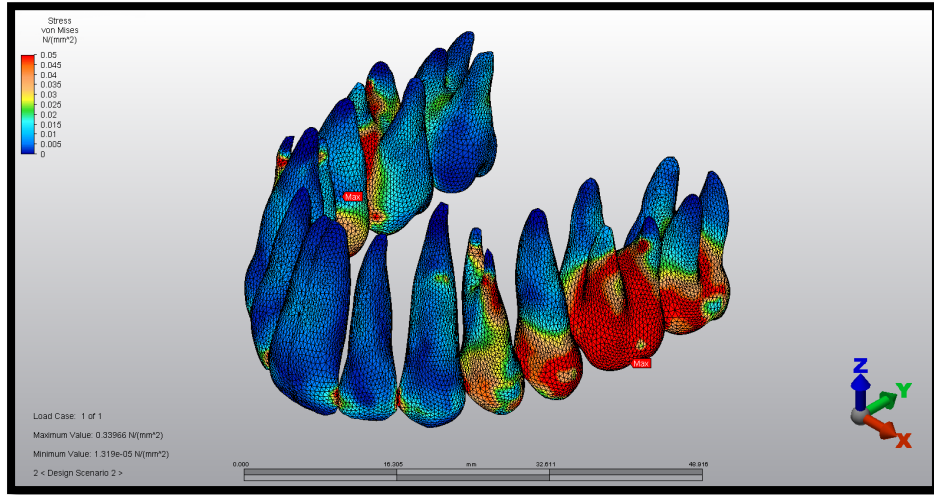
Şekil 4.4 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları (lingual görünüm)

Alt çenede kanin dişten santral dişe doğru gerilme alanlarında azalma görülmektedir. Lateral diş kökünün distokoronal ve orta üçlü bölgelerinde gerilme alanlarının apikal bölgelerden daha fazla olduğu gözlenmektedir. Santral dişte ise kesici kenar bölgesinde görülen gerilmeler diğer alanlara göre daha yüksek değerlerde gözlenmektedir (Şekil 4.3-5).



Şekil 4.5 Forsus simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (bukkal görünüm)

Üst Çene Bulguları: Forsus aparatının uygulandığı üste çene modelinde en yüksek von Mises gerilme değeri üst birinci molar dişin mezial ve distal bukkal tüberküllerinin ortasında 0,33966 mpa değerindedir (Şekil 4.6).



Şekil 4.6 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları

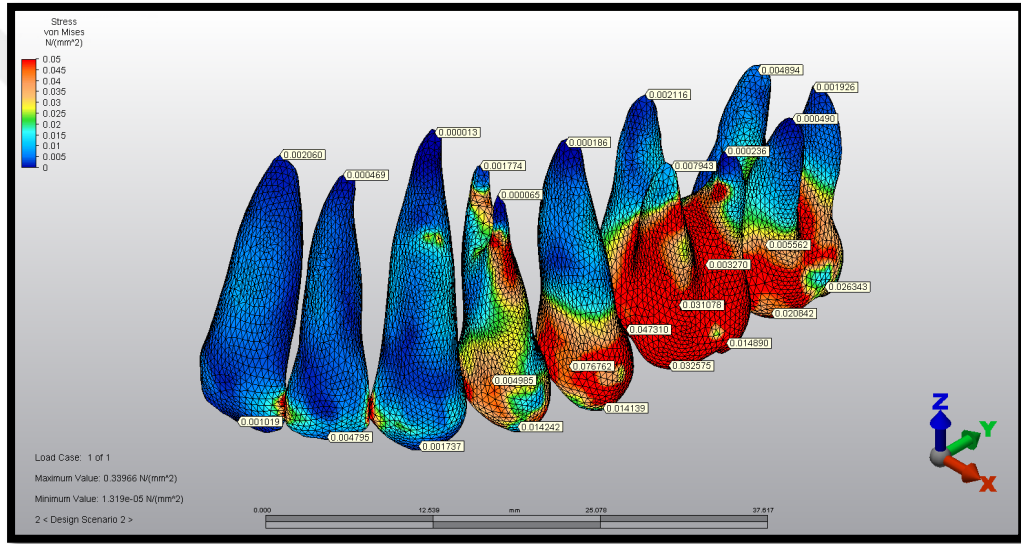
Üst çene Forsus simülasyonundaki von Mises gerilme değerleri Çizelge 4.4’ de görülmektedir. En yüksek gerilme değerleri; üst molar dişin meziobukkal-distobukkal tüberkül tepelerinde sırasıyla 0,032575 mpa ve 0,014890 mpa, meziopalatinal-distopalatinal tüberküllerinde ise sırasıyla 0,047310 mpa ve 0,031078 mpa iken bu dişi sırasıyla ikinci molar ve ikinci premolar dişleri izlemektedir.

Çizelge 4.4 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)

Dişler	Seçilen düğüm noktası	von Mises gerilme değerleri (mpa)
Santral	Kesici kenar	0,001019
	Apeks	0,002060
Lateral	Kesici kenar	0,004795
	Apeks	0,000469
Kanin	Kesici kenar	0,001737
	Apeks	0,000013
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,014242
	Palatinal tüberkül	0,004985
	Bukkal apeks	0,000065
	Palatinal apeks	0,001774
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,014139
	Palatinal tüberkül	0,076762
	Apeks	0,000186
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,032575
	Distobukkal tüberkül	0,014890
	Meziopalatinal tüberkül	0,047310
	Distopalatinal tüberkül	0,031078
	Meziobukkal apeks	0,007943
	Distobukkal apeks	0,000236
	Palatinal apeks	0,002116
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,020842
	Distobukkal tüberkül	0,026343
	Meziopalatinal tüberkül	0,003270
	Distopalatinal tüberkül	0,005562
	Meziobukkal apeks	0,000490
	Distobukkal apeks	0,001926
	Palatinal apeks	0,004894

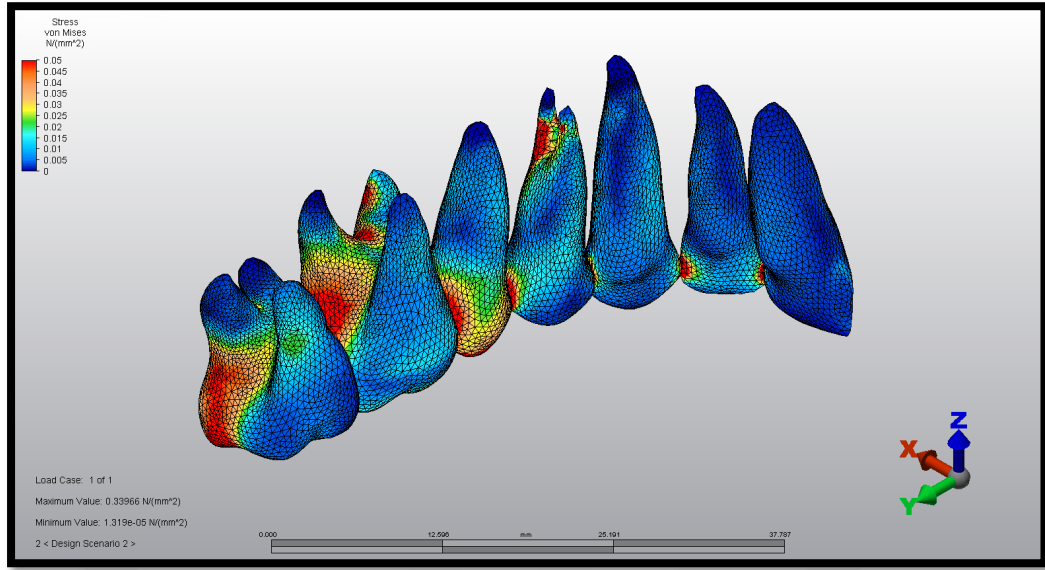
Üst çene dişlerine bukkal yüzeyden bakıldığında birinci molar diş kronunun bukkal yüzeyinde yoğun gerilme değerleri bukkal köklerin orta üçlüsüne kadar gözlenmektedir (Şekil 4.7). Bukkal köklerin apikallerinde ise gerilme değerlerinin düştüğü mavi renk tonu ile gözlenmektedir.

Üst birinci molar dişin palatinal tüberkül tepelerinde yüksek von Mises değerleri gözlenirken kronun palatinal yüzeyi ve palatinal kökte düşük gerilmeler gözlenmektedir (Şekil 4.8). Üst ikinci molar dişte de üst birinci molar dişle temasta olan mezial yüzeyde, bukkal ve distobukkal yüzeylerde yüksek gerilme alanları gözlenmektedir. Bu bölgelerden apikale doğru gerilme değerleri azalmaktadır (Şekil 4.7-8).



Şekil 4.7 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (bukkal görünüm)

Üst ikinci premolar dişin birinci molar dişle kontak yüzeyleri, bukkal, palatinal ve distal kron yüzeylerinde yüksek von Mises gerilme değerleri gözlenmektedir (Şekil 4.8). Gerilme değerleri mine sement sınırından kökün apikaline doğru azalma göstermektedir. Premolar dişlerinin mezialindeki dişlerde kontak noktalarında yoğunlaşmış yüksek gerilme alanları görülmektedir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8 Forsus simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları (palatinal görünüm)

Üst posterior dişlerden anterior dişlere doğru gidildikçe genel olarak von Mises gerilme alanlarında azalma olduğu gözlenmektedir. (Şekil 4.7, Şekil 4.8).

4.1.3 Forsus Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

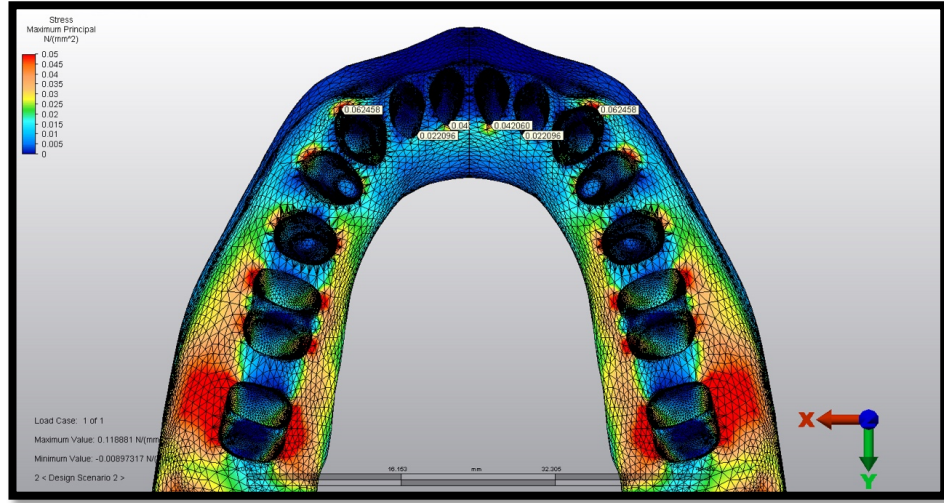
Analizde gerçeğe yakın bulguların elde edilebilmesi için, analizdeki denklem sayısını azaltmaya yönelik, minimum ve maksimum asal gerilme bulguları yalnızca alt çenede santral, lateral ve kanin dişlerinde, üst çenede de birinci molar diş çevresindeki kemik dokusundan elde edilmiştir. Bu nedenle asal gerilme bulguları dört diş göre değerlendirilmiştir.

4.1.3.1 Alt Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

Forsus apareyi ile alt çene ark telinde ve üst molar dişte oluşan kuvvet diş kökleri aracılığıyla spongiyoz ve kortikal kemiğe iletilmektedir. Çizelge 4.5, alt çenede üç diş ait kortikal ve spongiyoz kemikteki en yüksek asal gerilme değerlerini göstermektedir.

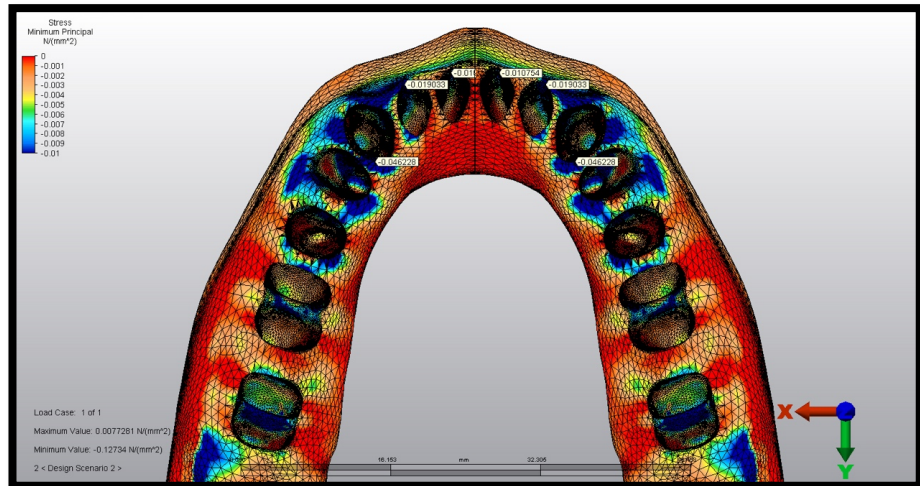
Kortikal Kemik Bulguları: Alt çene anterior bölgede kortikal kemikte en yüksek maksimum asal gerilme değeri kanin diş kökünün bukkal kısmında ve 0,062458 mpa'dır.

Alt keser dişler incelendiğinde maksimum asal gerilme değerinin dişlerin lingual kısmında ve sırasıyla lateral ve santral kesici dişler için 0,022096 mpa ve 0,042060 mpa olduğu görülmektedir (Şekil 4.9).



Şekil 4.9 Forsus simülasyonunda alt çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları

Şekil 4.10’da Forsus aпараты uygulanan mandibula modelinde santral, lateral ve kanin dişler çevresinde kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri gözlenmektedir. Anterior bölgede kortikal kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri alt kanin dişin distolingualinde ve $-0,004628$ mpa’dır. Alt kesici dişler bölgesinde ise bu değer dişlerin vestibul yüzlerinde ve sırasıyla lateral ve santral kesici dişler için $-0,019033$ mpa, $-0,010754$ mpa’dır. Minimum asal gerilme yani basma gerilme değerinin, kanin diş bölgesinden anteriora doğru gidildikçe azalmaktadır.

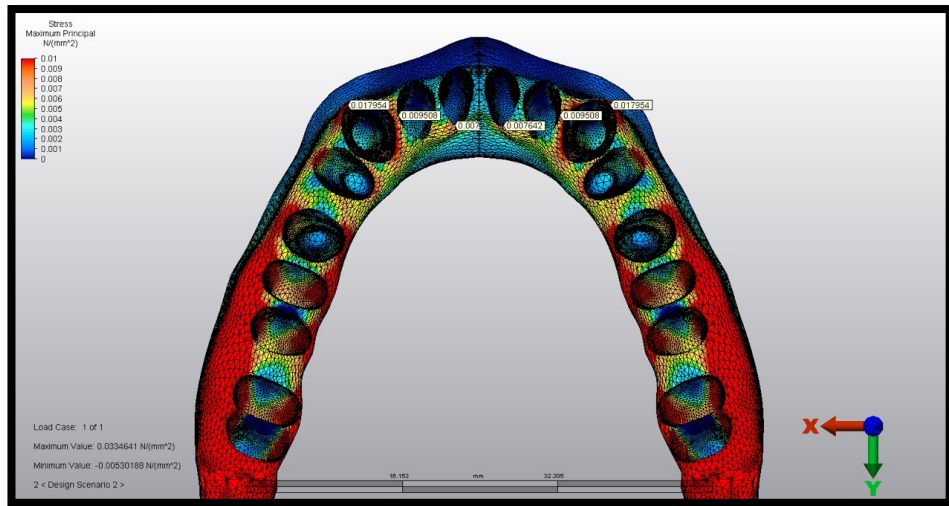


Şekil 4.10 Forsus simülasyonunda alt çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları

Çizelge 4.5 Forsus simülasyonunda alt çenede kortikal ve spongiyöz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri

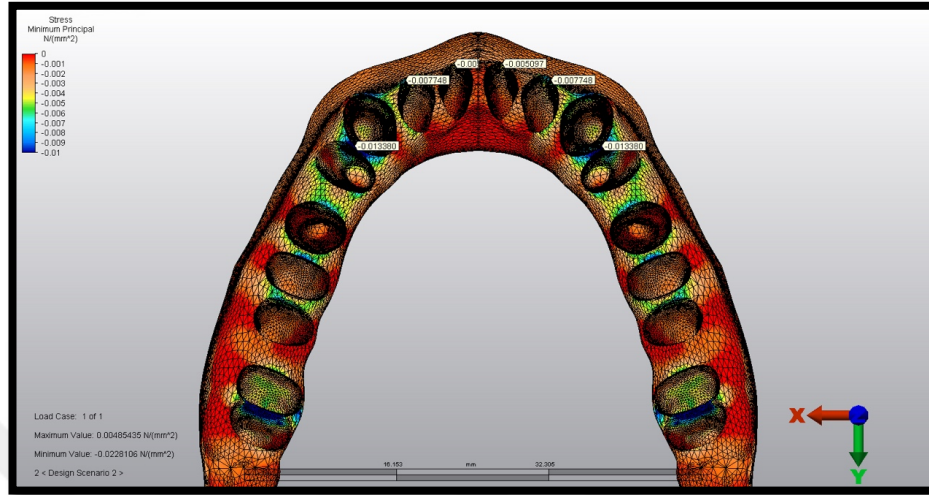
Dişler	Kortikal kemik		Spongiyöz kemik	
	Maksimum asal gerilme(mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)
Alt kanin	0,062458	-0,04628	0,017954	-0,013380
Alt lateral	0,022096	-0,019033	0,009508	-0,007748
Alt santral	0,042060	-0,010754	0,007642	-0,005097

Spongiyöz Kemik Bulguları: Şekil 4.11’de Forsus apareyi uygulanan mandibulada anterior dişlerde spongiyöz kemikteki maksimum asal gerilme değerleri görülmektedir. Apareyin etki ettiği kanin diş çevresinde spongiyöz kemikte görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri dişin vestibul kısmında 0,017954 mpa’dır. Maksimum asal gerilme değeri alt kesici dişler bölgesinde sırasıyla lateral diş için distal bölgede ve santral kesici dişler içinse lingual bölgede -0,009508 mpa ve 0,007642 mpa’dır. Maksimum asal gerilme yani çekme gerilme değerlerinin apareyin uygulandığı bölge olan kanin diş bölgesinde yüksek olduğu görülmektedir. Keser dişlere doğru gidildikçe maksimum asal gerilme değeri azalmaktadır.



Şekil 4.11 Forsus simülasyonunda alt çene spongiyöz kemik maksimum asal gerilme alanları

Forsus apareyi uygulanan alt çene spongiyoz kemikte minimum asal gerilme alanları Şekil 4.12’de görülmektedir. Spongiyoz kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri, kortikal kemikte olduğu gibi alt kanin dişinin distal kısmında ve $-0,013380$ mpa’dır.



Şekil 4.12 Forsus simülasyonunda alt çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları

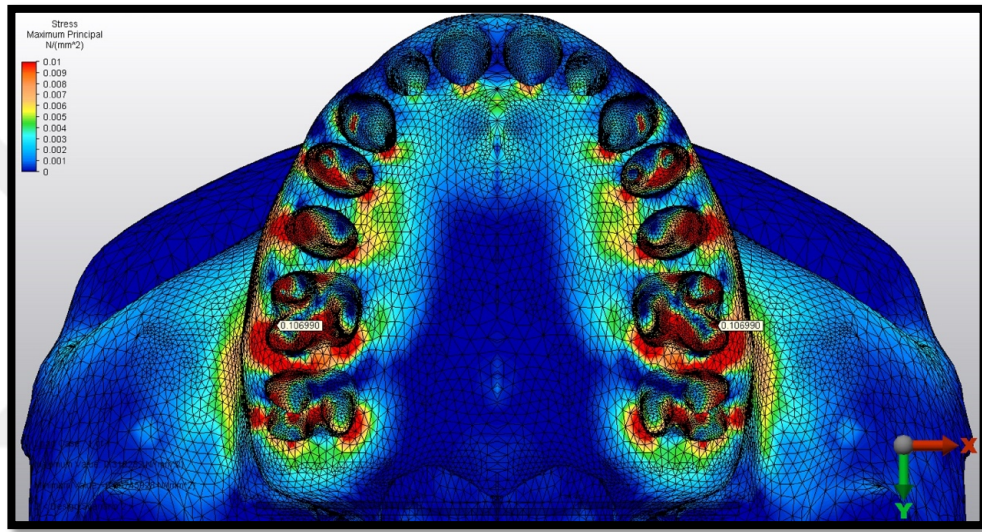
4.1.3.2 Üst Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

Forsus apareyi uygulanan modelde üst çenede görülen minimum ve maksimum gerilme alanları Şekil 4.13-16’da, gerilme değerleri ise Çizelge 4.6’da görülmektedir.

Kortikal Kemik Bulguları: Şekil 4.13’te Forsus apareyi uygulanan üst çene modelinde kortikal kemikteki maksimum asal gerilme alanları gözlenmektedir. Birinci molar diş çevresinde görülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri dişin distobukkal kökünün mezial bölgesinde $0,106990$ mpa’dır. Birinci molar diş socketinin distali ve trifurkasyon bölgesi ile ikinci premolar dişin bukkal ve palatinalinde görülen kırmızı alanlar maksimum asal gerilme değerinin yüksek olduğu alanlardır. Maksimum asal gerilme alanları socket içlerinde molar dişlerden keser dişlere doğru giderek azalmakta ve keser bölgede göre çok düşük değerlerde olduğu görülmektedir. Buna ilave olarak, maksiller kemiğin bütününde dentoalveolar yapılardan bazal kaideye doğru azalan bir gerilme görülmektedir (Şekil 4.13).

Çizelge 4.6 Forsus simülasyonunda üst çenede kortikal ve spongiyoz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri

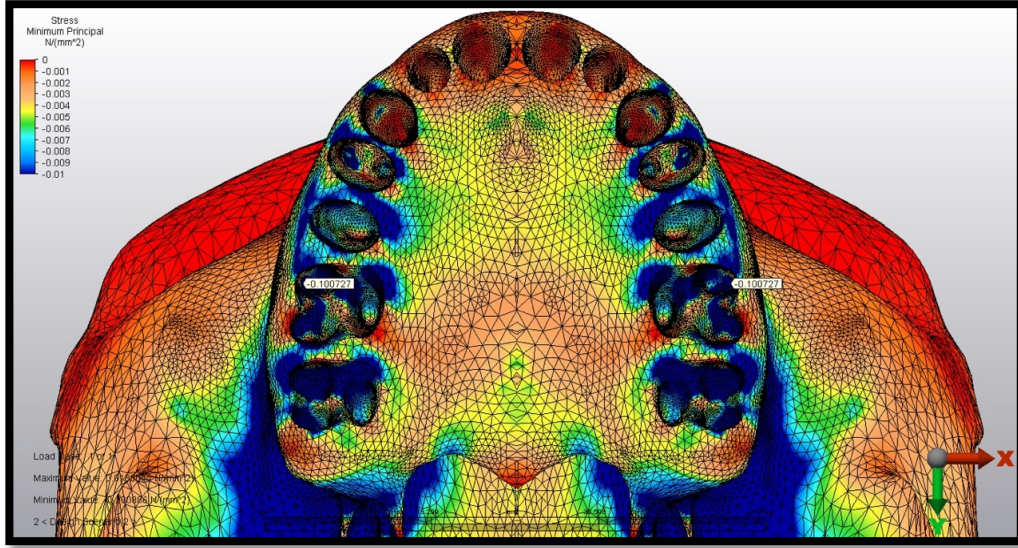
Dişler	Kortikal Kemik		Spongiyoz Kemik	
	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)
Üst molar birinci	0,106990	-0,100727	0,020728	-0,030728



Şekil 4.13 Forsus simülasyonunda üst çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları

Forsus apareyi uygulanan üst çene kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri Şekil 4.14'te görülmektedir. Üst birinci molar diş çevresinde görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri dişin meziobukkal kök bölgesinde -0,100727 mpa'dır.

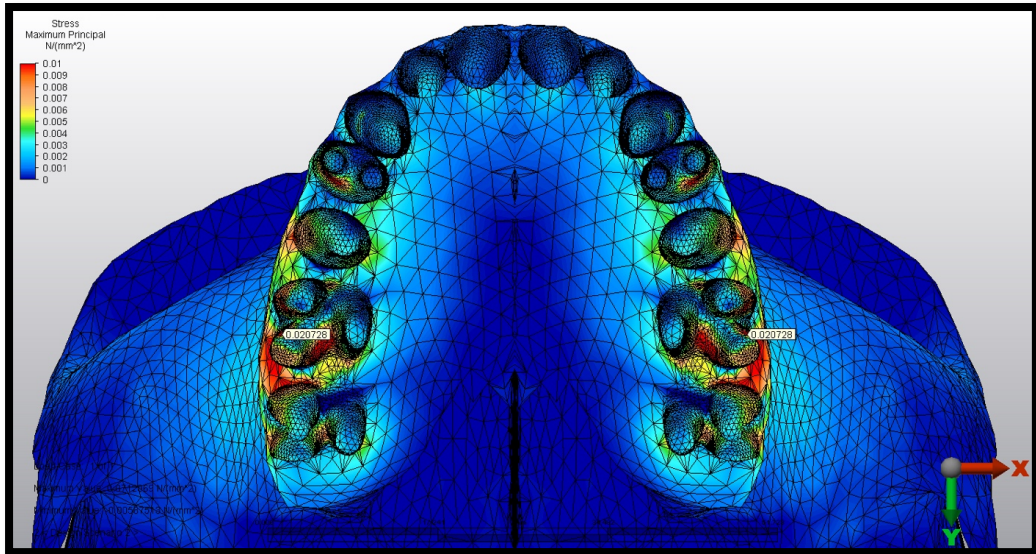
Üst birinci molar diş socketinin distobukkali ve distopalatinalinde gözlenen geniş mavi alanlar ile üst ikinci molar diş socketinin içerisinde gözlenen geniş mavi alanlar minimum asal gerilme değerlerinin yüksek olduğu alanlardır. Üst ikinci premolar diş değerlendirildiğinde ise minimum asal gerilme değerlerinin yüksek gözlendiği alanlar mevcuttur fakat gerilme değerlerinin molar dişlere göre düşük değerlerde olduğu, socket içerisinde mavi renk yerine yeşil renkli alanların gözlenmesinden anlaşılmaktadır. Premolar bölgeden anteriora doğru gidildikçe minimum asal gerilme değerlerinin düştüğü gözlenmektedir (Şekil 4.14).



Şekil 4.14 Forsus simülasyonunda üst çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları

Spongiyöz Kemik Bulguları: Forsus simülasyonunda üst çene spongiyöz kemikteki maksimum asal gerilme alanları Şekil 4.15'te görülmektedir. Üst çene birinci molar diş çevresinde görülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri, kortikal kemikte olduğu gibi, dişin distobukkal kökünün mezial bölgesindedir ve 0,020728 mpa'dır.

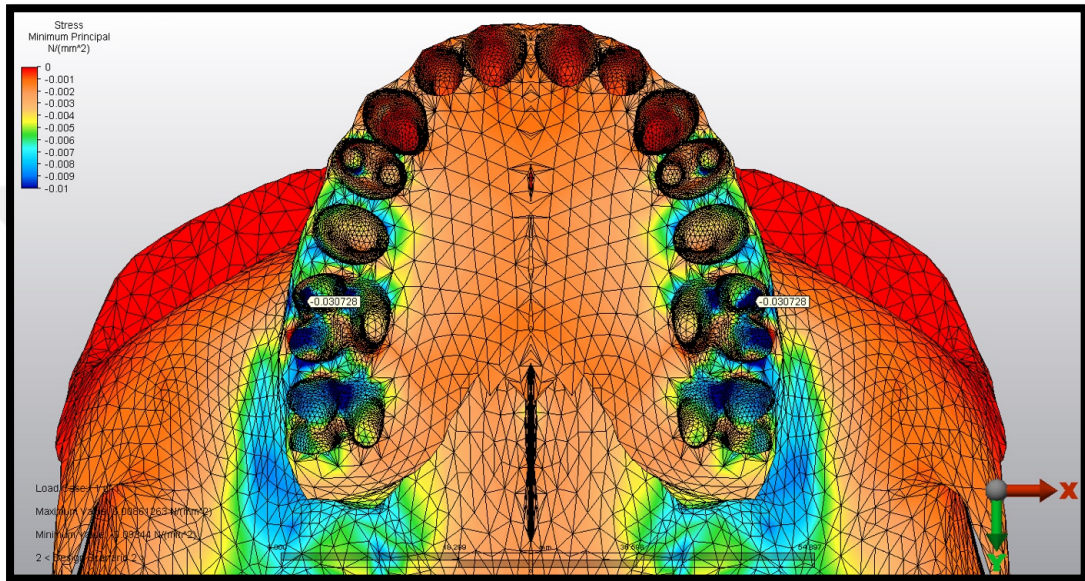
Spongiyöz kemikteki en yüksek çekme gerilmeleri üst birinci molar dişler bölgesinde görülmektedir. Keser dişlere doğru gidildikçe maksimum asal gerilme değerlerinde azalma görülmektedir (Şekil 4.15).



Şekil 4.15 Forsus simülasyonunda üst çene spongiyöz kemik maksimum asal gerilme alanları

Şekil 4.16’da Forsus apareyi uygulanan modelde üst çene spongiyoz kemikteki minimum asal gerilme alanları görülmektedir. Üst çene birinci molar diş çevresinde görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri kortikal kemikte olduğu gibi dişin meziobukkal kök soketinde ve $-0,030728$ mpa’dır.

En yüksek minimum asal gerilme değerleri apareyin uygulandığı birinci molar dişten keser dişlere doğru gidildikçe azalmaktadır.

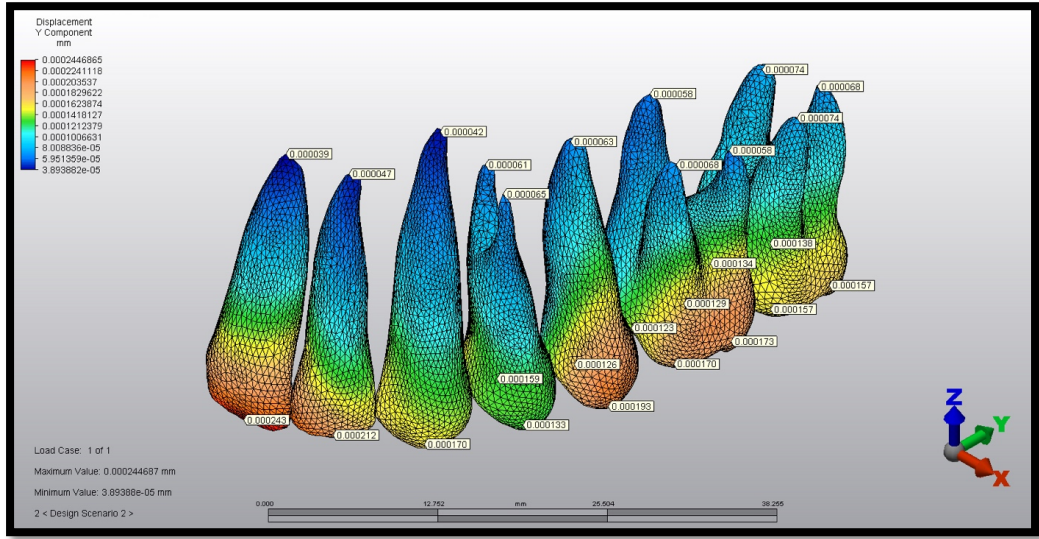


Şekil 4.16 Forsus simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları

4.2 PowerScope2 Simülasyonu ile İlgili Bulgular

4.2.1 PowerScope2 Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları

PowerScope2 apareyi uygulanan maksilla modelinde apareyin uyguladığı kuvvete bağlı olarak oluşan diş hareketleri miktarı Çizelge 4.7’de görülmektedir. Kuvvetin sagittal yöndeki bileşenine bağlı olarak üst çene dişlerinde distal yönde yer değiştirme meydana gelmektedir (Şekil 4.17). Üst çenede en çok hareket eden diş santral diştir ve hareketin miktarı kesici kenarda $0,000243$ mm, apikal bölgede $0,000039$ mm’dir.



Şekil 4.17 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri

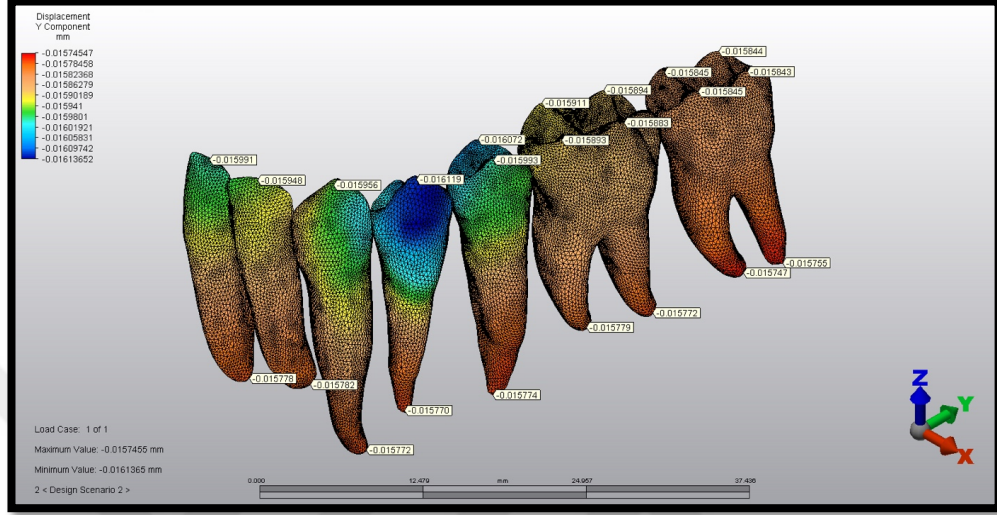
PowerScope2 aparatının oluşturduğu kuvvetin direk olarak etki ettiği üst birinci molar dişte gözlenen yer değiştirme değerleri sırasıyla; dişin meziobukkal apeksinde 0,000068 mm, distobukkal apeksinde 0,000058 mm ve palatinal apeksinde 0,000058 mm'dir. Dişin distobukkal ve meziobukkal tüberküllerinde ise sırasıyla 0,000173 mm, 0,000170 mm; distopalatinal ve meziopalatinal tüberküllerinde 0,000129 mm, 0,000123 mm'dir. İkinci molar dişte birinci molar dişe yakın, ancak daha az miktarda yer değiştirme meydana gelmektedir.

Üst çenede aparatın etki ettiği tüm dişlerde kesici veya çiğneyici kenarlarda oluşan yer değiştirme miktarı, aynı dişin apikal bölgesinden daha fazladır. En fazla yer değiştirmenin olduğu santral diştan posterior dişlere doğru hareket miktarı azalmaktadır, ancak ikinci premolar dişinde komşu olduğu birinci premolar ve molar dişe göre daha fazla hareket gözlenmektedir.

Çizelge 4.7 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm)

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı (mm)
Santral	Kesici kenar	0,000243
	Apeks	0,000039
Lateral	Kesici kenar	0,000212
	Apeks	0,000047
Kanin	Kesici kenar	0,000170
	Apeks	0,000042
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000133
	Palatinal tüberkül	0,000159
	Bukkal apeks	0,000065
	Palatinal apeks	0,000061
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000193
	Palatinal tüberkül	0,000126
	Apeks	0,000063
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,000170
	Distobukkal tüberkül	0,000173
	Meziopalatinal tüberkül	0,000123
	Distopalatinal tüberkül	0,000129
	Meziobukkal apeks	0,000068
	Distobukkal apeks	0,000058
	Palatinal apeks	0,000058
	Meziobukkal tüberkül	0,000157
Distobukkal tüberkül	0,000157	
İkinci molar	Meziopalatinal tüberkül	0,000134
	Distopalatinal tüberkül	0,000138
	Meziobukkal apeks	0,000074
	Distobukkal apeks	0,000068
	Palatinal apeks	0,000074

PowerScope2 simülasyonunda mandibulaya uygulanan anterior yöndeki kuvvetin sagittal bileşenine bağlı olarak mandibular dişlerde mezial yönde yer değiştirme meydana gelmektedir (Şekil 4.18).



Şekil 4.18 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri

Dişlerde oluşan yer değiştirme miktarları Çizelge 4.8’de görülmektedir. Alt çenedeki tüm dişler değerlendirildiğinde yer değiştirme miktarının, birinci premolar dişin tüberkül tepesinde en yüksek değerde olduğu görülmektedir. Alt çene ön ve arka bölgesi karşılaştırıldığında ise keser dişlerdeki hareket miktarının, molar dişlerdeki hareketten daha fazla olduğu görülmektedir.

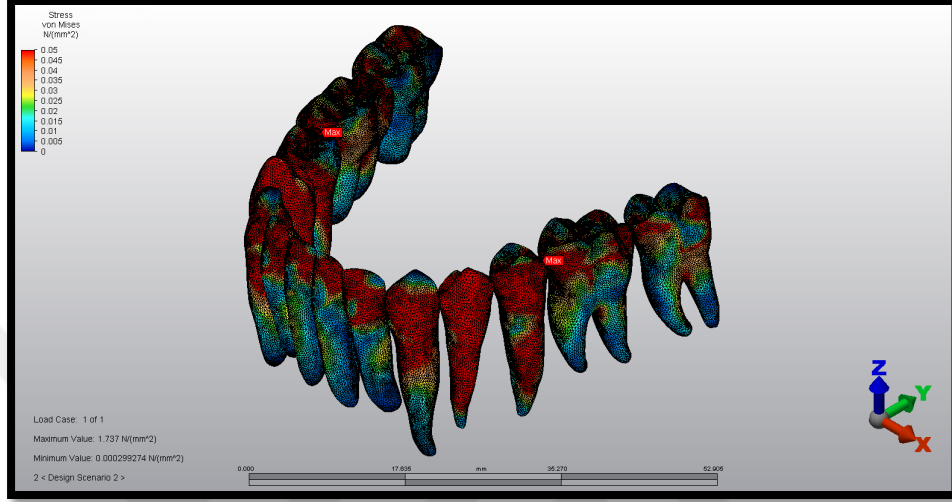
PowerScope2 simülasyonunda alt ve üst çene dişlerinde meydana gelen yer değiştirme değerleri karşılaştırıldığında alt çene dişlerinde görülen mezial yöndeki hareketin üst çene dişlerinde meydana gelen distal yönde hareketten çok daha fazla olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.8 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm)

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı (mm)
Santral	Kesici kenar	-0,015991
	Apeks	-0,015778
Lateral	Kesici kenar	-0,015948
	Apeks	-0,015782
Kanin	Kesici kenar	-0,015956
	Apeks	-0,015772
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,016119
	Apeks	-0,015770
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,015993
	Lingual tüberkül	-0,016072
	Apeks	-0,015774
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,015893
	Distobukkal tüberkül	-0,015883
	Meziolingual tüberkül	-0,015911
	Distolingual tüberkül	-0,015894
	Mezial apeks	-0,015779
	Distal apeks	-0,015772
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,015845
	Distobukkal tüberkül	-0,015843
	Meziolingual tüberkül	-0,015845
	Distolingual tüberkül	-0,015844
	Mezial apeks	-0,015747
	Distal apeks	-0,015755

4.2.2 PowerScope2 Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları

Alt Çene Bulguları: Alt çenede von Mises gerilme değerinin en yüksek olduğu alan, alt ikinci premolar dişi ile alt birinci molar diş arasındaki kontak noktasında meydana gelmiştir (Şekil 4.19). Bu noktadaki gerilme değeri 1,7370 mpa'dır.



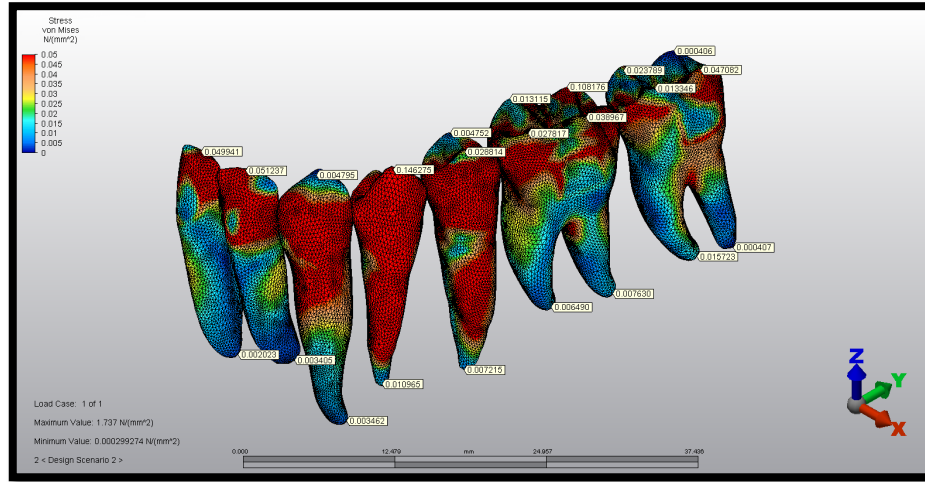
Şekil 4.19 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları

PowerScope2 simülasyonunda dişlerde meydana gelen von Mises gerilme değerleri Çizelge 4.9'da görülmektedir. Kesici ve çiğneyici kenarlardan alınan von Mises değerleri incelendiğinde en yüksek değer birinci premolar dişinin bukkal tüberkül tepesinde ve 0,146275 mpa olduğu görülmektedir. Tüm alt çene dişlerinde kesici kenar veya tüberkül tepelerinde meydana gelen von Mises değerleri aynı dişin kök apekslerinden daha yüksek olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.9 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)

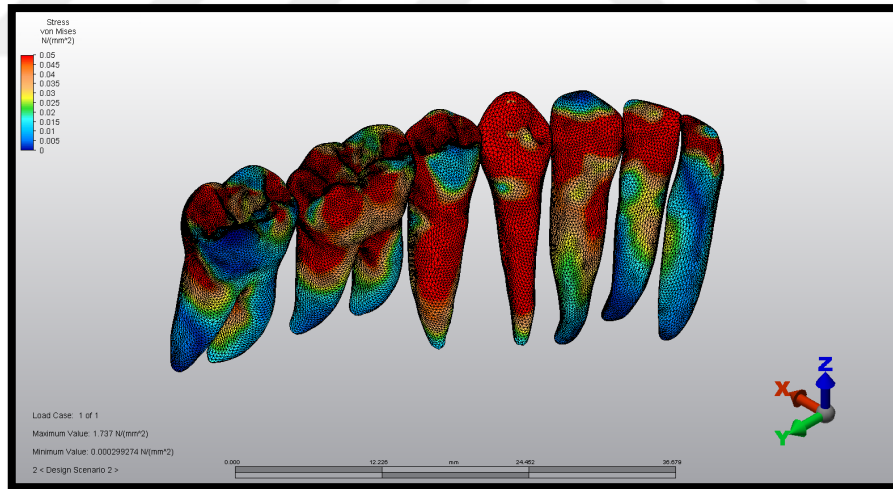
Dişler	Seçilen düğüm noktası	von Mises gerilme değeri (mpa)
Santral	Kesici kenar	0,049941
	Apeks	0,002023
Lateral	Kesici kenar	0,051237
	Apeks	0,003405
Kanin	Kesici kenar	0,004795
	Apeks	0,003462
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,146275
	Apeks	0,010965
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,028814
	Lingual tüberkül	0,004752
	Apeks	0,007215
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,027817
	Distobukkal tüberkül	0,038967
	Meziolingual tüberkül	0,013115
	Distolingual tüberkül	0,108176
	Mezial apeks	0,006490
İkinci molar	Distal apeks	0,007630
	Meziobukkal tüberkül	0,013346
	Distobukkal tüberkül	0,047082
	Meziolingual tüberkül	0,023789
	Distolingual tüberkül	0,000406
	Mezial apeks	0,015723
	Distal apeks	0,000407

Şekil 4.20' deki von Mises gerilme alanları incelendiğinde, apareyin uygulandığı kanin ve birinci premolar dişler bölgesinde, ikinci premolar dişin kron ve kök yüzeyinin büyük bir bölümünde ve birinci molar dişte yüksek gerilme alanları görülmektedir. Kanin diştten keser dişlere doğru gidildikçe von Mises gerilme alanlarında kademeli bir azalma görülmektedir.



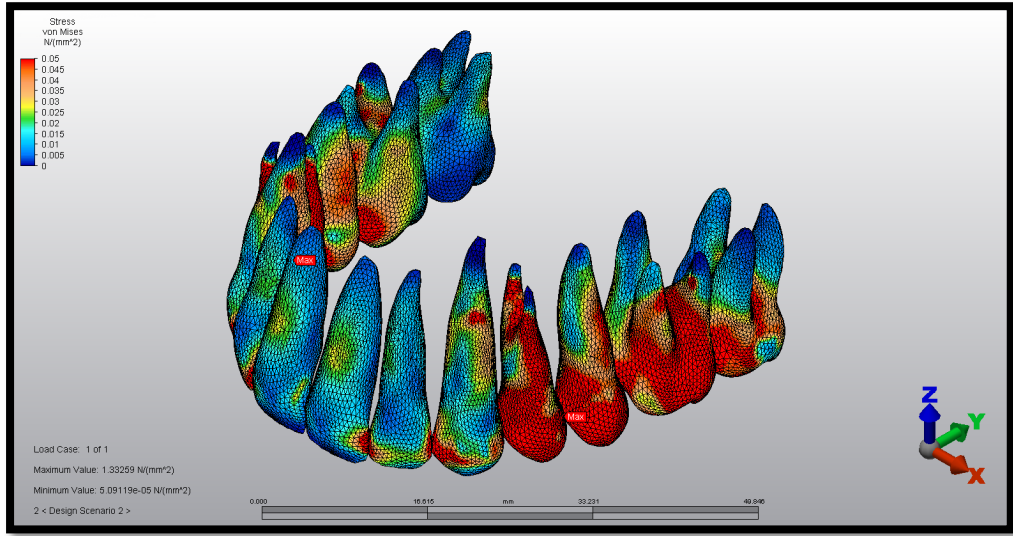
Şekil 4.20 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (bukkal görünüm)

Şekil 4.21’de PowerScope2 simülasyonunda alt çenede gözlenen von Mises gerilim alanları lingual yönden görülmektedir. Birinci molar diş kronunda lingual bölgede görülen stres alanları bukkal bölgeden daha fazladır. Diğer dişlerde ise bukkal bölgeye benzer yoğunlukta stres alanları görülmektedir.



Şekil 4.21 PowerScope2 simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları (lingual görünüm)

Üst Çene Bulguları: PowerScope2 aпаратыnın uygulandığı üst çene modelinde en yüksek von Mises gerilme değeri birinci ve ikinci premolar dişinin aproksimal yüzeyinde ve 1,33259 mpa değerindedir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları

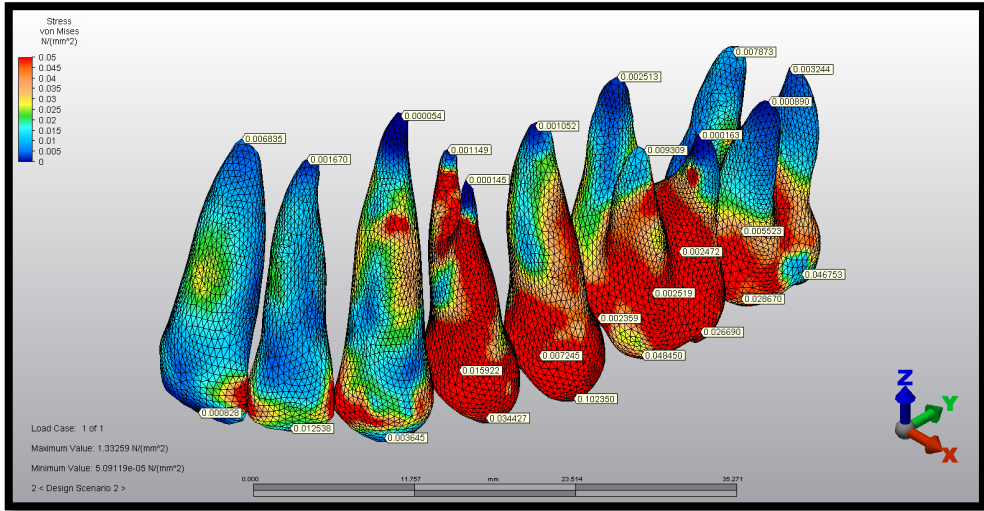
PowerScope2 aparatının uygulandığı üst çene modelindeki dişlerde görülen von Mises gerilme değerleri Çizelge 4.10'da görülmektedir. Üst çene dişlerinde en yüksek von Mises gerilme değeri ikinci premolar dişindedir ve bu dişin gerilme değerleri bukkal tüberkül tepesinde 0,102350 mpa, palatinal tüberkül tepesinde 0,007245 mpa, apikal ucunda ise 0,001052 mpa'dır. İkinci premolar dişinden sonra en yüksek von Mises değeri ise birinci molar dişte görülmektedir.

Dişlerin kesici veya çiğneyici kenarları ve apikallerinden alınan von Mises değerlerine bakıldığında apikal bölgede daha düşük gerilmelerin olduğu görülmektedir.

Çizelge 4.10 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)

Dişler	Seçilen düğüm noktası	von Mises gerilme değeri (mpa)
Santral	Kesici kenar	0,000828
	Apeks	0,006835
Lateral	Kesici kenar	0,012538
	Apeks	0,001670
Kanin	Kesici kenar	0,003645
	Apeks	0,000054
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,034427
	Palatinal tüberkül	0,015922
	Bukkal apeks	0,000145
	Palatinal apeks	0,001149
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,102350
	Palatinal tüberkül	0,007245
	Apeks	0,001052
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,048450
	Distobukkal tüberkül	0,026690
	Meziopalatinal tüberkül	0,002359
	Distopalatinal tüberkül	0,002519
	Meziobukkal apeks	0,009309
	Distobukkal apeks	0,000163
	Palatinal apeks	0,002513
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,028670
	Distobukkal tüberkül	0,046753
	Meziopalatinal tüberkül	0,002472
	Distopalatinal tüberkül	0,005523
	Meziobukkal apeks	0,000890
	Distobukkal apeks	0,003244
	Palatinal apeks	0,007873

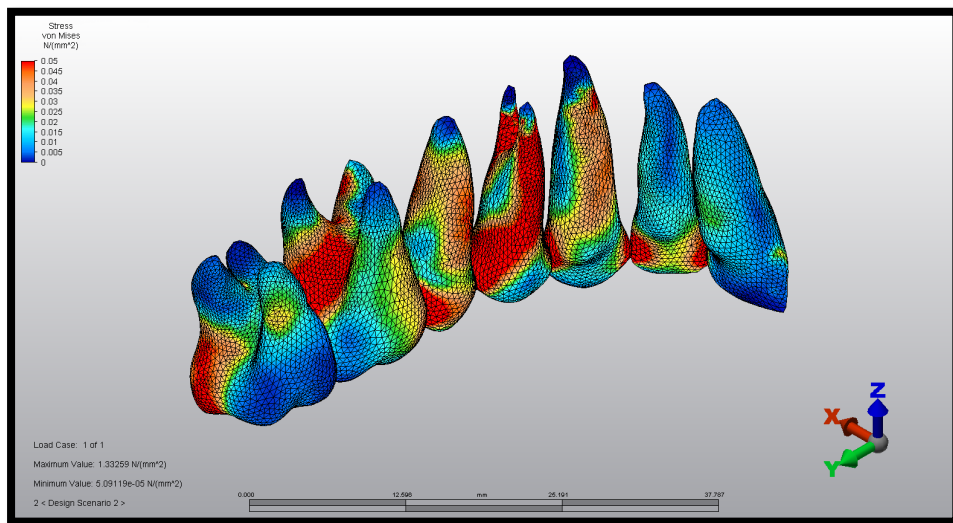
Molar bölgeden anterior dişlere doğru gidildikçe von Mises gerilme alanlarında azalma gözlenmektedir. Santral ve lateral kesici dişler von Mises gerilme alanlarının en düşük gözlendiği dişlerdir, fakat dişlerin birbirleriyle kontakta olduğu alanlarda yüksek von Mises gerilme alanları gözlenmektedir (Şekil 4.23-24).



Şekil 4.23 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri

Üst çene dişlerine bukkal yüzeyden bakıldığında birinci molar dişin bukkal yüzeyinde yoğun gerilme alanları köklerin orta üçlüsüne kadar gözlenmektedir (Şekil 4.23). Bukkal köklerin apikallerinde ise gerilme değerlerinin düştüğü mavi renk tonu ile gözlenmektedir. Palatinal bölgeden değerlendirildiğinde dişin palatinal kökünün orta üçlüsünde sarı ve yeşil alanlar ile gösterilen bölgeler dışında gerilmelerin düşük olduğu görülmektedir (Şekil 4.24).

Üst premolar dişlerin kron ve köklerinin büyük bir bölümünde von Mises gerilme değerlerinin yüksek olduğu gözlenmektedir. Dişlerin apikal bölgelerine yaklaştıkça ise bu değerlerde azalma gözlenmektedir (Şekil 4.23-24).



Şekil 4.24 PowerScope2 simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları (palatinal görünüm)

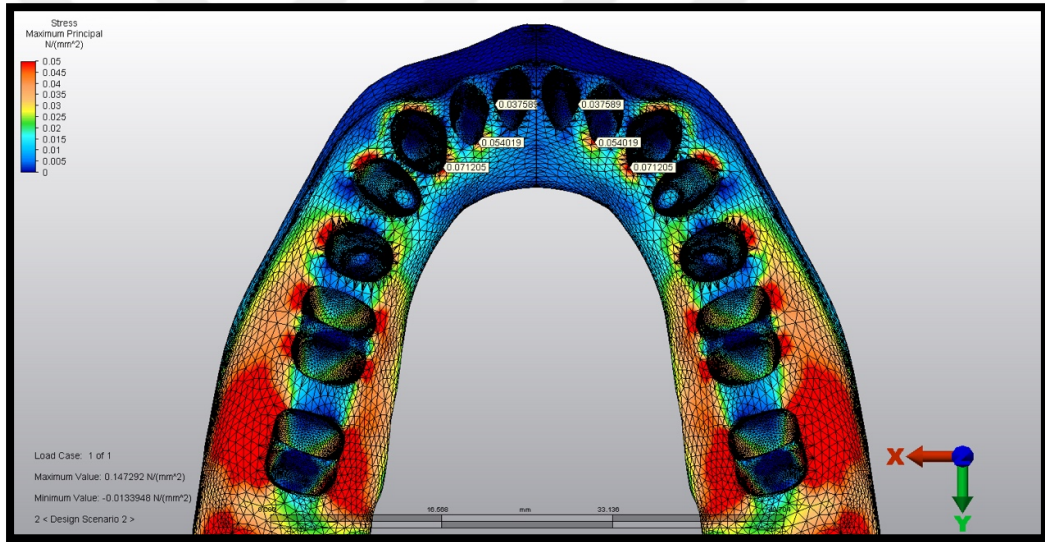
4.2.3 PowerScope2 Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

4.2.3.1 Alt Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

Çizelge 4.11 alt çenede üç dişe ait kortikal ve spongiyoz kemikte görülen en yüksek asal gerilme değerlerini göstermektedir.

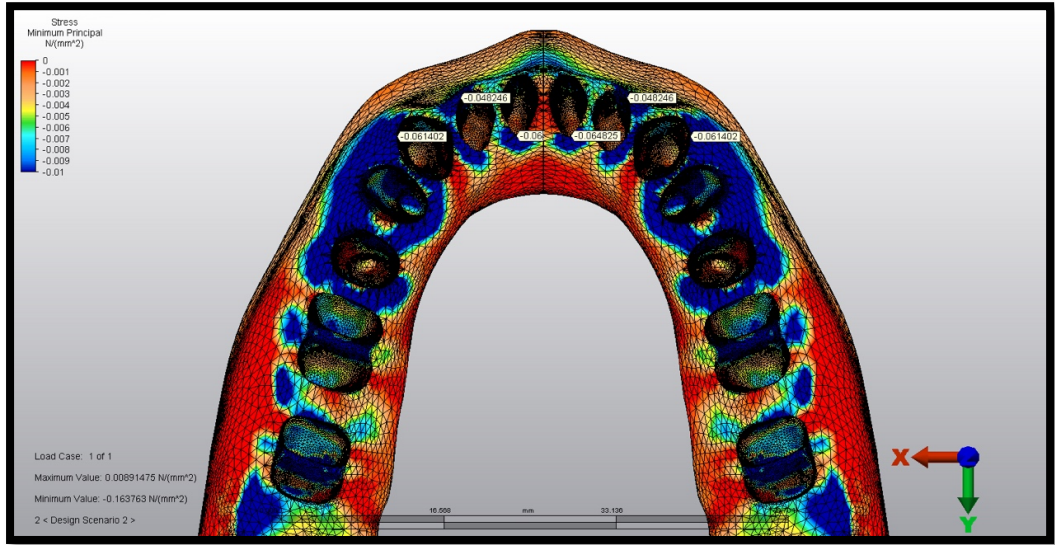
Kortikal Kemik Bulguları: Alt çene kanin diş çevresinde kortikal kemikte gözlenen en yüksek maksimum asal gerilme değeri socketin lingual bölgesinde 0,071205 mpa değerindedir (Şekil 4.25).

Kortikal kemikte meydana gelen asal gerilme değerlerine bakıldığında santral, lateral ve kanin dişler çevresinde görülen maksimum asal gerilme değeri en fazla kanin diştedir ve bu değer ön bölge dişlerine doğru giderek azalmaktadır.



Şekil 4.25 PowerScope2 simülasyonunda alt çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları

Şekil 4.26’da PowerScope2 apareyi uygulanan modelde mandibula kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri gözlenmektedir. Ön dişlerde kanin diş çevresinde kortikal kemikte görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri dişin distobukkalinde ve -0,061402 mpa’dır, santral kesici dişte ise dişin lingual bölgesinde ve -0,064825 mpa’dır. Kortikal kemikte görülen minimum asal gerilme değeri ön dişlerde en fazla santral dişte gözlenmektedir.

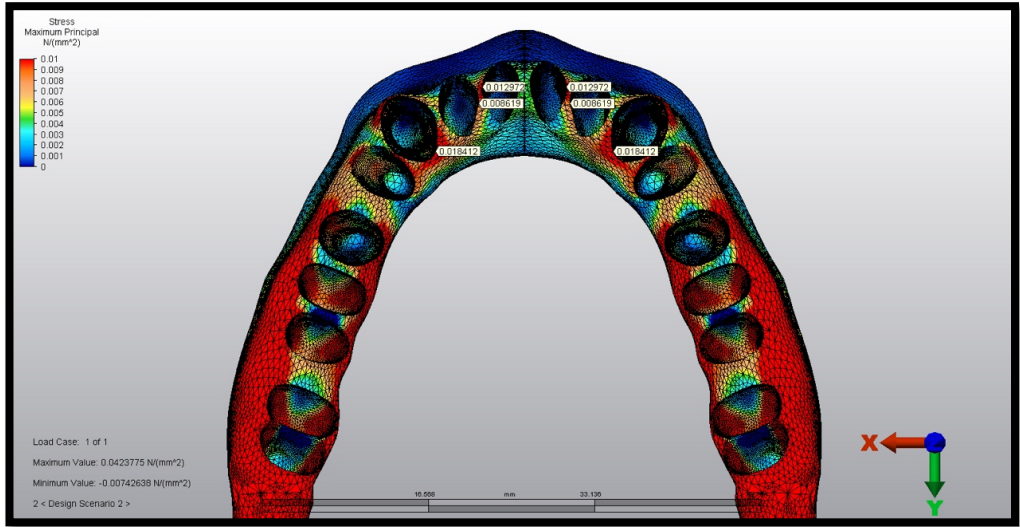


Şekil 4.26 PowerScope2 simülasyonunda alt çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları

Çizelge 4.11 PowerScope2 simülasyonunda alt çenede kortikal ve spongiyoz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri (mpa)

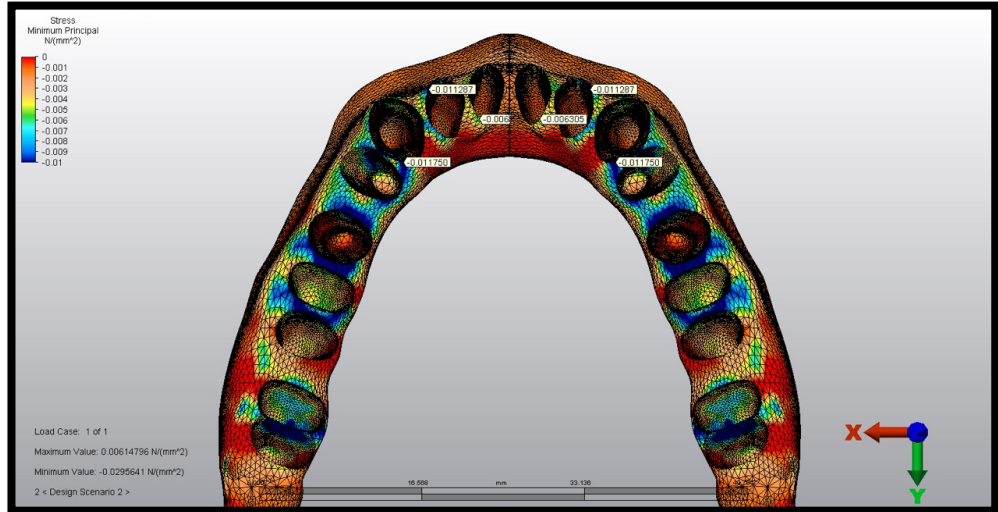
Dişler	Kortikal Kemik		Spongiyoz Kemik	
	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)
Alt kanin	0,071205	-0,06140	0,018412	-0,011750
Alt lateral	0,054019	-0,048246	0,008619	-0,011287
Alt santral	0,037589	-0,064825	0,012972	-0,006305

Spongiyoz Kemik Bulguları: Alt çene santral, lateral ve kanin dişleri çevreleyen spongiyoz kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri kanin dişin lingual kısmında 0,018412 mpa'dır. Maksimum asal gerilme yani çekme gerilme değerlerinin kanin diş bölgesinde yüksek olduğu görülmektedir. Keser dişlerde bu değer daha düşüktür (Şekil 4.27).



Şekil 4.27 PowerScope2 simülasyonunda alt çene spongiyoz kemik maksimum asal gerilme alanları

PowerScope2 aparatı uygulanan alt çene spongiyoz kemikte minimum asal gerilme alanları Şekil 4.28’de görülmektedir. Kanin diş çevresinde spongiyoz kemikte görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri dişin distolingual bölgesinde $-0,011750$ mpa’dır. Lateral diş çevresinde en yüksek minimum asal gerilme değeri ise dişin distobukkal bölgesinde $-0,011287$ mpa ve santral dişlerde diş soketinin distolingualinde ve $-0,006305$ mpa’dır. Ön dişlere doğru gidildikçe basma gerilme değerlerinde azalma görülmektedir.



Şekil 4.28 PowerScope2 simülasyonunda alt çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları

4.2.3.2 Üst Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

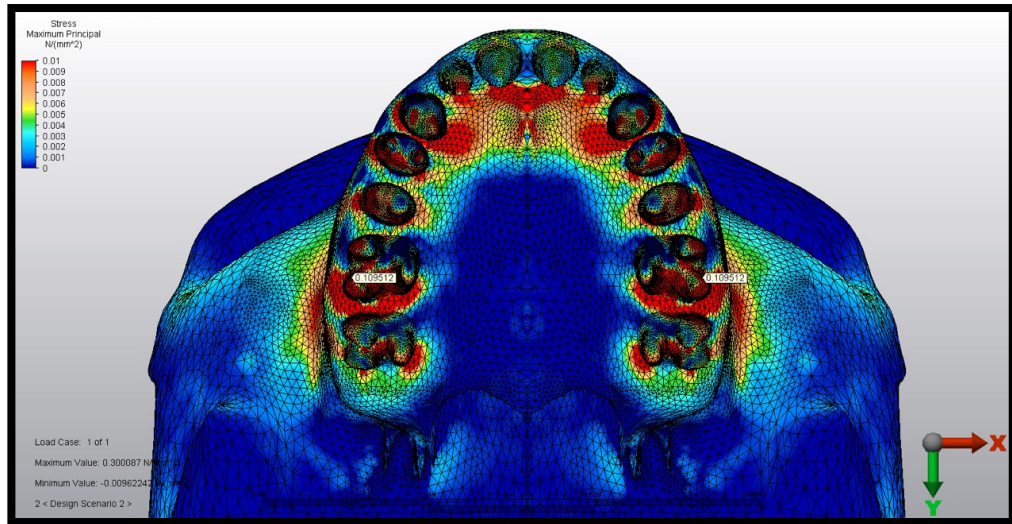
PowerScope2 simülasyonunda üst çenede görülen minimum ve maksimum gerilme alanları Şekil 4.29-32’de, gerilme değerleri ise Çizelge 4.12’de görülmektedir.

Kortikal Kemik Bulguları: Birinci molar diş çevresinde kortikal kemikte görülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri dişin distobukkall bölgesinde 0,109512 mpa’dır (Çizelge 4.12).

Şekil 4.29’da görüldüğü gibi molar dişlerden ön dişlere doğru gidildikçe soket içindeki kırmızı alanlarda azalma görülmektedir. Bu renk değişimi ön dişlere doğru kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme değerlerinin azaldığını göstermektedir.

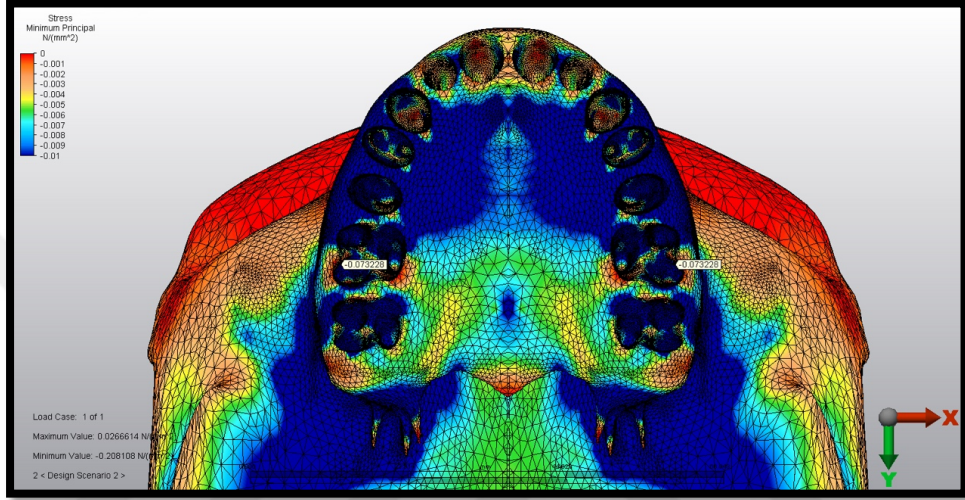
Çizelge 4.12 PowerScope2 simülasyonunda üst çenede kortikal ve spongiyöz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri (mpa)

Dişler	Kortikal kemik		Spongiyöz kemik	
	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)
Üst molar	0,109512	-0,073228	0,017362	-0,026585



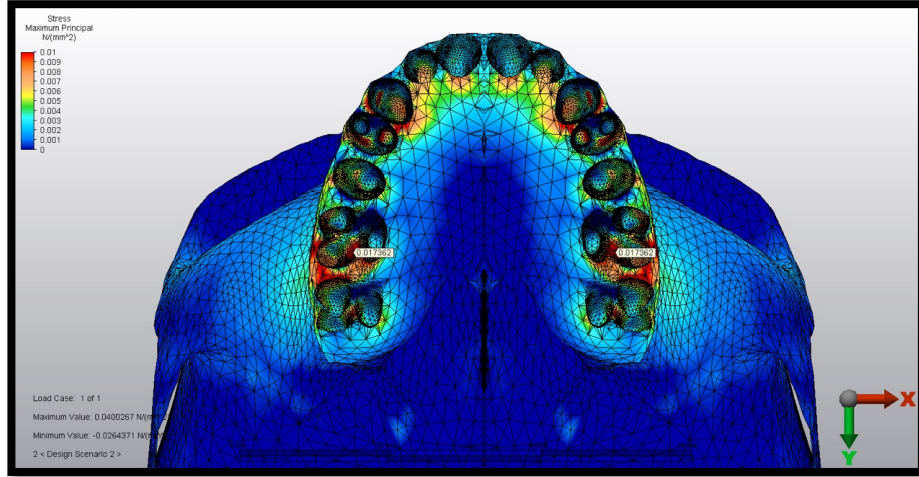
Şekil 4.29 PowerScope2 simülasyonunda üst çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları

Birinci molar diş çevresinde kortikal kemikteki en yüksek minimum asal gerilme değeri molar diş socketinin distobukkal yarısında ve $-0,073228$ mpa'dır. Üst çene modelinde molar ve premolar diş socketlerinin geniş alanlarında, üst kanin diş socketinin bukkal kısmında görülen koyu mavi alanlarda, minimum asal gerilme değerlerinin yüksek olduğu görülmektedir. Üst lateral ve santral diş socketlerinde minimum asal gerilme değerlerinin arka dişlere göre oldukça düşük değerlerde olduğu görülmektedir (Şekil 4.30).



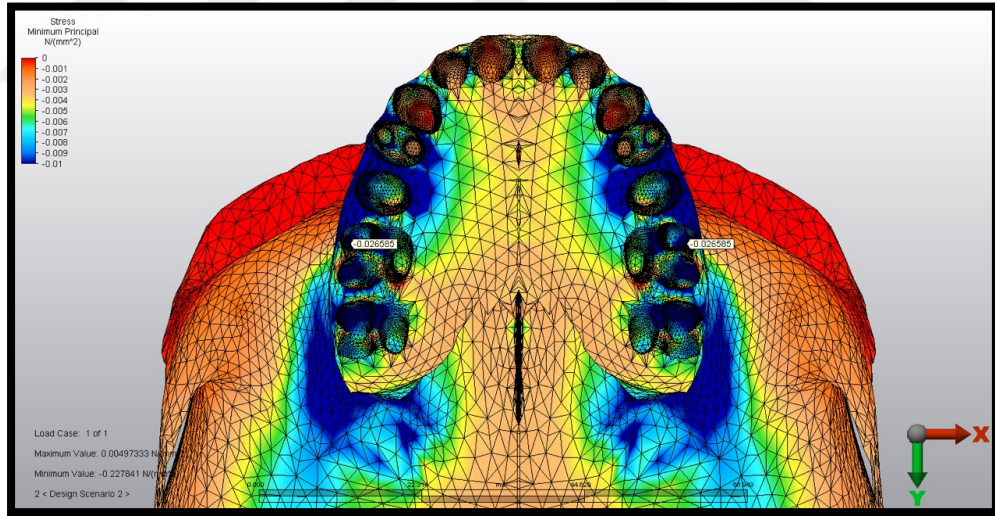
Şekil 4.30 PowerScope2 simülasyonunda üst çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları

Spongivoz Kemik Bulguları: PowerScope2 simülasyonunda üst çene spongivoz kemikteki maksimum asal gerilme alanı birinci molar diş çevresinde ve en yüksek maksimum asal gerilme değeri dişin distopalatinalinde $0,017362$ mpa'dır. Ön dişlerde gerilme alanları daha azdır ancak kanin dişinde distobukkal yüzeyde yüksek asal gerilme alanı görülmektedir (Şekil 4.31).



Şekil 4.31 PowerScope2 simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik maksimum asal gerilme alanları

Birinci molar diş çevresinde görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri dişin meziobukkalinde $-0,026585$ mpa'dır. Anteriora doğru gidildikçe diş soket içlerinde spongiyoz kemikteki minimum asal gerilme alanlarının azaldığı görülmektedir (Şekil 4.32).



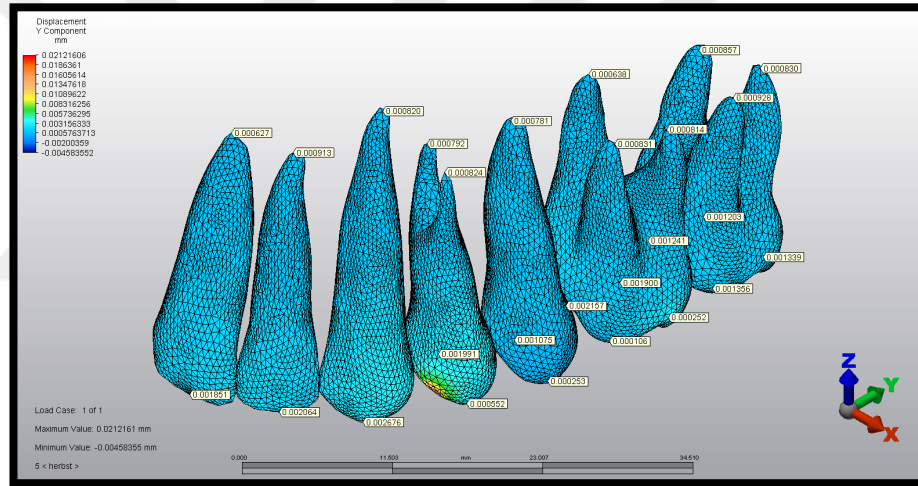
Şekil 4.32 PowerScope2 simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları

4.3 Herbst simülasyonu ile İlgili Bulgular

4.3.1 Herbst Simülasyonunda Yer Değiştirme Bulguları

Çizelge 4.13 Herbst simülasyonunda maksiller dişlerde meydana gelen yer değiştirme değerlerini göstermektedir. Değerlerin pozitif olması dişlerdeki hareketin distal yönde olduğunu göstermektedir (Şekil 4.33).

Çizelge 4.13 incelendiğinde; santral, lateral ve kanin dişlerin kesici kenarlarındaki yer değiştirme miktarının premolar ve molar dişlere göre daha fazla olduğu görülmektedir. Diğer simülasyonlarda olduğu gibi Herbst simülasyonunda da dişlerin kesici kenarlarındaki hareket miktarı apikal bölgelerden daha fazla olmaktadır.

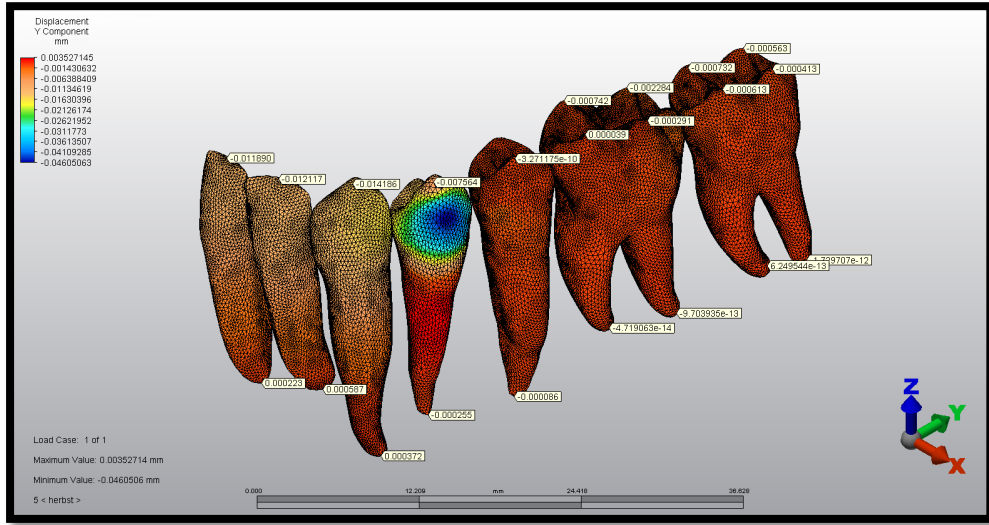


Şekil 4.33 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri

Çizelge 4.13 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm)

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı (mm)
Santral	Kesici kenar	0,001851
	Apeks	0,000627
Lateral	Kesici kenar	0,002064
	Apeks	0,000913
Kanin	Kesici kenar	0,002676
	Apeks	0,000820
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000552
	Palatinal tüberkül	0,001991
	Bukkal apeks	0,000824
	Palatinal apeks	0,000792
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	0,000253
	Palatinal tüberkül	0,001075
	Apeks	0,000781
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,000106
	Distobukkal tüberkül	0,000252
	Meziopalatinal tüberkül	0,002157
	Distopalatinal tüberkül	0,001900
	Meziobukkal apeks	0,000831
	Distobukkal apeks	0,000814
	Palatinal apeks	0,000638
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,001356
	Distobukkal tüberkül	0,001339
	Meziopalatinal tüberkül	0,001241
	Distopalatinal tüberkül	0,001203
	Meziobukkal apeks	0,000928
	Distobukkal apeks	0,000830
	Palatinal apex	0,000857

Herbst simülasyonunda mandibulada meydana gelen diş hareketlerinin yönü Şekil 4.34'te, yer değiştirme değerleri de Çizelge 4.14'te görülmektedir.



Şekil 4.34 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri

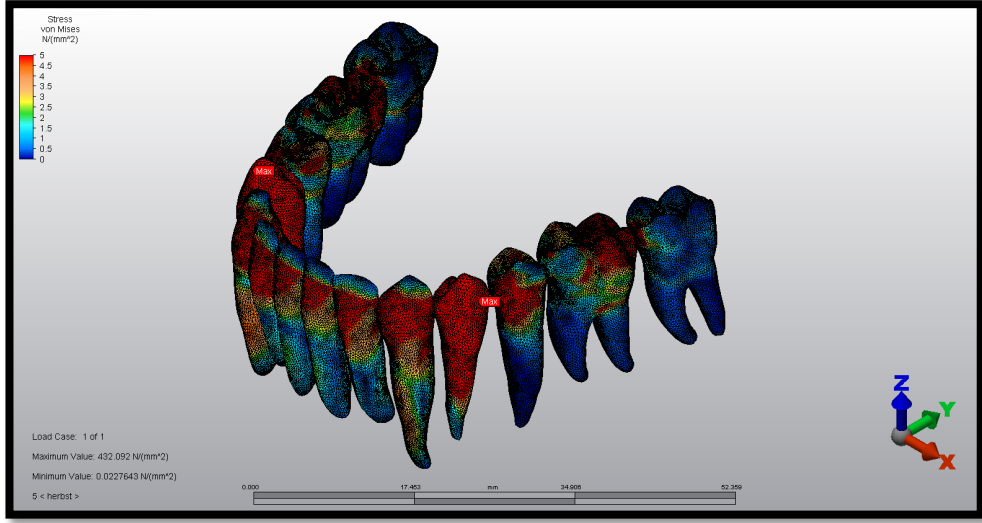
Herbst aпараты alt çene simülasyonunda alt kanin, lateral ve santral dişlerin kesici kenarlarında mezial yönde ve apikal uçlarında distal yönde yer değiştirme gözlenmiştir. Alt çenedeki tüm dişler değerlendirildiğinde en fazla yer değiştirme değerinin kanin diş ve lateral kesici dişin kesici kenarlarında olduğu görülmektedir. Alt çene ön ve arka bölge karşılaştırıldığında ise ön bölge dişlerindeki yer değiştirmenin arka bölgedeki dişlere göre daha fazla olduğu görülmektedir (Çizelge 4.14).

Çizelge 4.14 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen yer değiştirme değerleri (mm)

Dişler	Seçilen düğüm noktası	Yer değiştirme miktarı (mm)
Santral	Kesici kenar	-0,011890
	Apeks	0,000223
Lateral	Kesici kenar	-0,012117
	Apeks	0,000587
Kanin	Kesici kenar	-0,014186
	Apeks	0,000372
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	-0,007564
	Apeks	-0,000255
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	-3,2x10 ⁻¹⁰
	Apeks	-0,000086
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,000039
	Distobukkal tüberkül	-0,000291
	Meziolingual tüberkül	-0,000742
	Distolingual tüberkül	-0,002284
	Mezial apeks	-4,7x10 ⁻¹⁴
	Distal apeks	-0,97x10 ⁻¹⁴
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	-0,000613
	Distobukkal tüberkül	-0,000413
	Meziolingual tüberkül	-0,000732
	Distolingual tüberkül	-0,000563
	Mezial apeks	-0,62x10 ⁻¹⁴
	Distal apeks	-0,017x10 ⁻¹⁴

4.3.2 Herbst Simülasyonunda Von Mises Stres Değeri Bulguları

Alt Çene Bulguları: Herbst apareyi simülasyonunda alt dişlerde gözlenen von Mises gerilme alanları Şekil 4.35 ve Şekil 4.36’da görülmektedir. Alt çenede gözlenen en yüksek von Mises gerilme alanı alt birinci premolar diş ile alt ikinci premolar diş kontak noktasında meydana gelmiştir ve bu değer 432,092 mpa’dır. Ayrıca kanin diş ve premolar dişlerin büyük bir bölümünde de yüksek gerilme alanları görülmektedir.



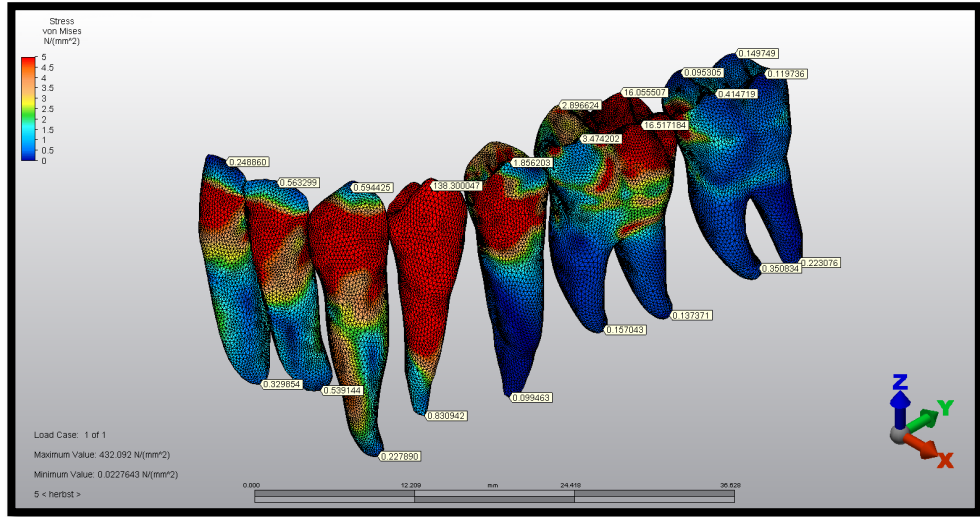
Şekil.4.35 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları

Alt çene dişlerinde görülen von Mises gerilme değerleri Çizelge 4.15'te görülmektedir. Herbst aparatının uygulandığı premolar ve molar dişlerin apikal ve çiğneyici kenarlarından alınan von Mises gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek gerilme değeri alt birinci premolar dişte görülmektedir. Bu değerler tüberkül tepesinde 138,3 mpa ve dişin apikal ucunda ise 0,830942 mpa'dır.

Çizelge 4.15 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)

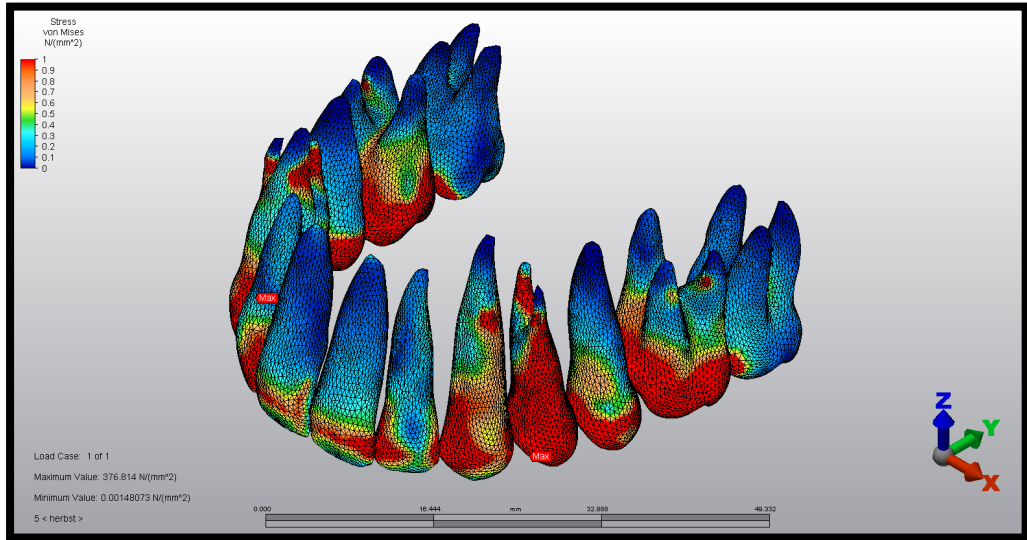
Dişler	Seçilen düğüm noktası	von Mises gerilme değerleri (mpa)
Santral	Kesici kenar	0,248860
	Apeks	0,329854
Lateral	Kesici kenar	0,563299
	Apeks	0,539144
Kanin	Kesici kenar	0,594425
	Apeks	0,227890
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	138,3000
	Apeks	0,830942
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	1,856203
	Apeks	0,099463
Birinci molar	Meziobukkal tüberkül	3,474202
	Distobukkal tüberkül	16,51718
	Meziolingual tüberkül	2,896624
	Distolingual tüberkül	16,05550
	Mezial apeks	0,157043
	Distal apeks	0,137371
İkinci molar	Meziobukkal tüberkül	0,414719
	Distobukkal tüberkül	0,119736
	Meziolingual tüberkül	0,095305
	Distolingual tüberkül	0,149749
	Mezial apeks	0,350834
	Distal apeks	0,223076

Şekil üzerinde kırmızı renkten mavi renge doğru meydana gelen değişim von Mises gerilme değerlerindeki azalmayı göstermektedir. Alt kanin dişte de koronal bölgeden apikale doğru von Mises gerilme değerlerinde azalma olduğu görülmektedir. Aynı şekilde, diğer tüm dişlerde de apikal kısımdaki gerilme değerlerinin koronal bölgelerden daha az olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.36).



Şekil 4.36 Herbst simülasyonunda alt çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (bukkal görünüm)

Üst Çene Bulguları: Çizelge 4.16 Herbst aparatının uygulandığı üst çene modelindeki dişlerde von Mises gerilme değerlerini göstermektedir. Üst çenede en yüksek von Mises gerilmesinin olduğu diş birinci premolar dişidir ve gerilme değerleri bukkal tüberkül tepesinde 66,3 mpa, palatinal tüberkül tepesinde ise 4,64 mpa'dır (Şekil 4.37).



Şekil 4.37 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme alanları

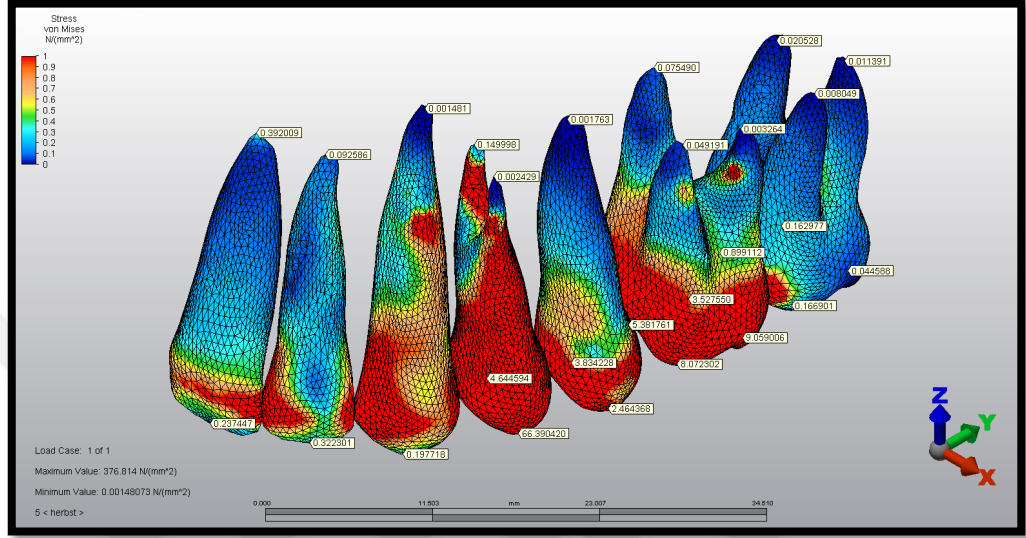
Şekil 4.38 incelendiğinde ön ve arka grup dişlerin kronlarında kırmızı alanlar fazla iken apikale doğru mavi alanların arttığı gözlenmektedir, bu renk değişimi von Mises gerilme

değerlerinin dişlerin kronlarında yüksek iken, apikal bölgeye doğru azaldığını göstermektedir. Kanin dişin distobukkal kök yüzeyi ve birinci premolar dişinin kök yüzeyinin büyük bir bölümünde von Mises değerlerinin yüksek olduğu gözlenmektedir. (Şekil 4.38)

Çizelge 4.16 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri (mpa)

Dişler	Seçilen düğüm noktası	von Mises gerilme değerleri (mpa)
Santral	Kesici kenar	0,237447
	Apeks	0,392009
Lateral	Kesici kenar	0,322301
	Apeks	0,092586
Kanin	Kesici kenar	0,197718
	Apeks	0,001481
Birinci premolar	Bukkal tüberkül	66,39042
	Palatinal tüberkül	4,644594
	Bukkal apeks	0,002429
	Palatinal apeks	0,149998
İkinci premolar	Bukkal tüberkül	2,464368
	Palatinal tüberkül	3,834228
	Apeks	0,001763
Birinci molar	Mezio bukkal tüberkül	8,072302
	Distobukkal tüberkül	9,059006
	Meziopalatinal tüberkül	5,381761
	Distopalatinal tüberkül	3,527550
	Meziobukkal apeks	0,049191
İkinci molar	Distobukkal apeks	0,003264
	Palatinal apeks	0,075490
	Meziobukkal tüberkül	0,166901
	Distobukkal tüberkül	0,044588
	Meziopalatinal tüberkül	0,899112
Birinci molar	Distopalatinal tüberkül	0,162977
	Meziobukkal apeks	0,008049
	Distobukkal apeks	0,011391
	Palatinal apeks	0,020528

Şekil 4.38’de kanin dişten keser dişlere doğru von Mises gerilme alanlarının azaldığı ancak, kanin ve kesici dişlerin kontak noktalarında yüksek gerilme alanlarının olduğu görülmektedir.



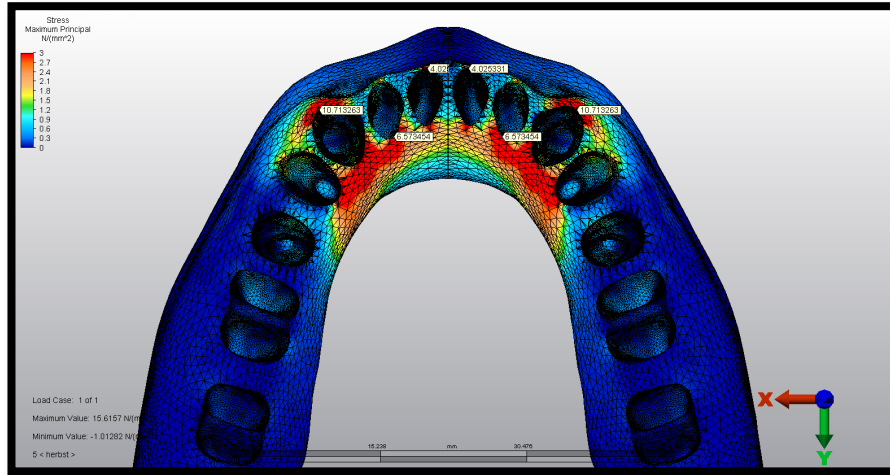
Şekil 4.38 Herbst simülasyonunda üst çene dişlerinde gözlenen von Mises gerilme değerleri

4.3.3 Herbst Simülasyonunda Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

Herbst simülasyonunda alt ve üst çenede görülen minimum ve maksimum asal gerilme alanları Şekil 4.39-46, asal gerilme değerleri ise Çizelge 4.17-18’de görülmektedir.

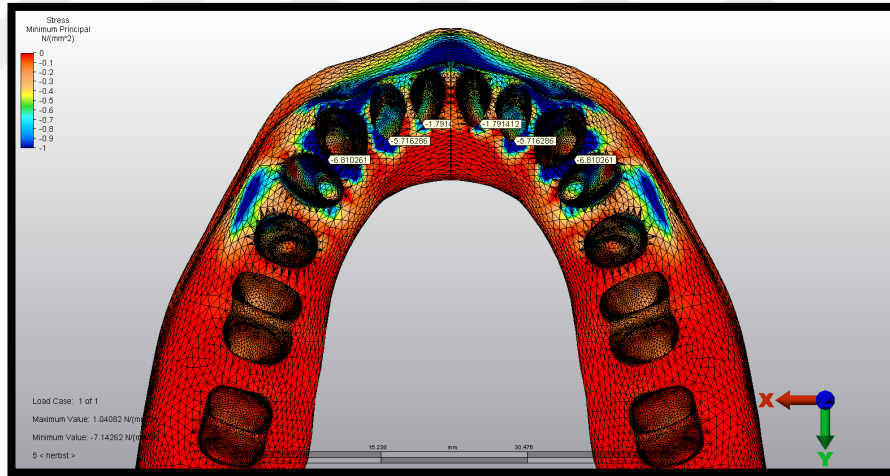
4.3.3.1 Alt Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

Kortikal Kemik Bulguları: Şekil 4.39 incelendiğinde; alt çene kanin diş çevresindeki en yüksek maksimum asal gerilme değerinin dişin bukkal bölgesinde ve 10,7132 mpa olduğu görülmektedir.



Şekil 4.39 Herbst simülasyonunda alt çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları

Alt kanin diş çevresinde görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri dişin distolingual bölgesinde $-6,8102$ mpa'dır. Minimum asal gerilme değerleri yani basma gerilme değerleri kanin dişler bölgesinde yüksek değerlerde iken ön dişlere doğru gidildikçe bu değerlerde azalma olduğu görülmektedir (Şekil 4.40).

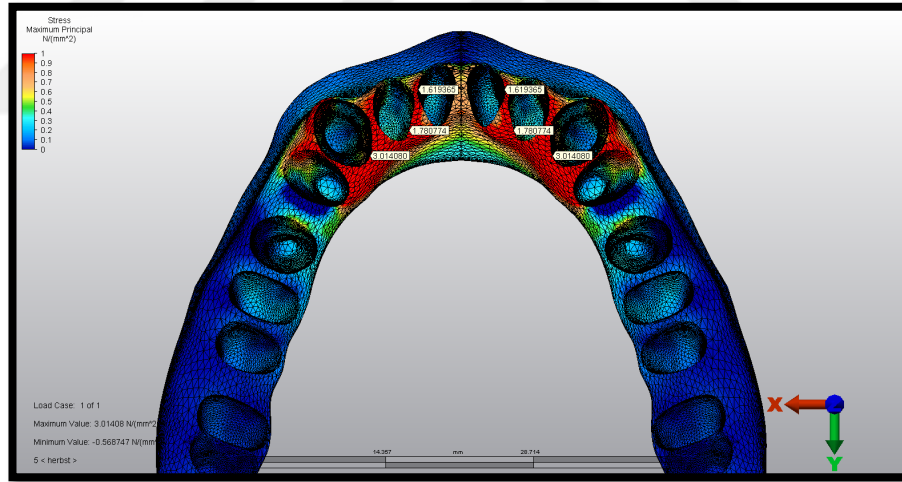


Şekil 4.40 Herbst simülasyonunda alt çene kortikal kemik minimum asal gerilme alanları

Çizelge 4.17 Herbst simülasyonunda alt çenede kortikal ve spongiyöz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri (mpa)

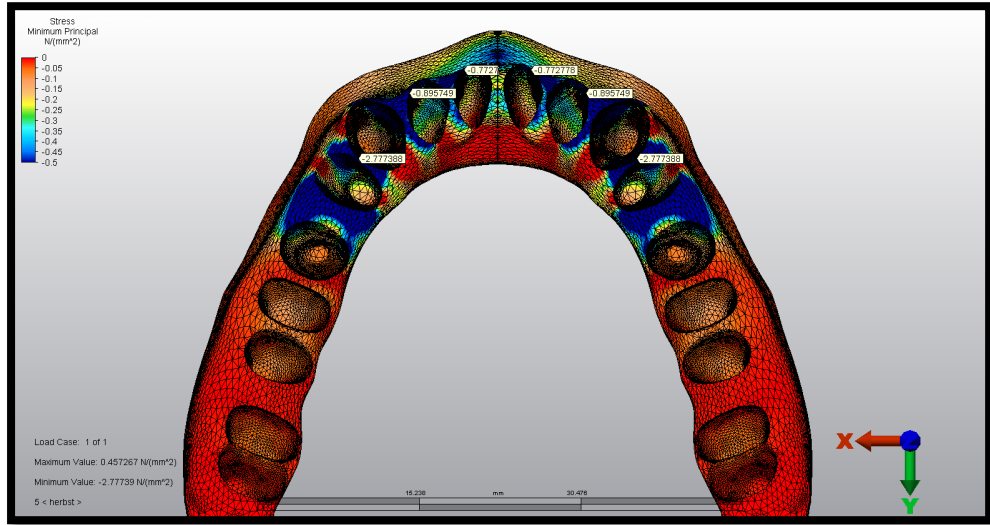
Dişler	Kortikal Kemik		Spongiyöz Kemik	
	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)
Alt kanin	10,71320	-6,81020	3,014000	-2,777300
Alt lateral	6,573454	-5,71628	1,780774	-0,895749
Alt santral	4,025331	-1,191412	1,619365	-0,772778

Spongiyöz Kemik Bulguları: Herbst apareyi uygulanan mandibula modelinde spongiyöz kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri alt kanin dişin meziolingualinde ve 3,0140 mpa'dır (Şekil 4.41).



Şekil 4.41 Herbst simülasyonunda alt çene spongiyöz kemik maksimum asal gerilme alanları

Alt kanin diş çevresinde görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri dişin distal bölgesinde -2,7773 mpa'dır. Santral ve lateral dişlerin vestibülünde oluşan basma gerilme değerlerinin lingual yüzeylerinden fazla olduğu görülmektedir (Şekil 4.42).



Şekil 4.42 Herbst simülasyonunda alt çene spongiyöz kemik minimum asal gerilme alanları

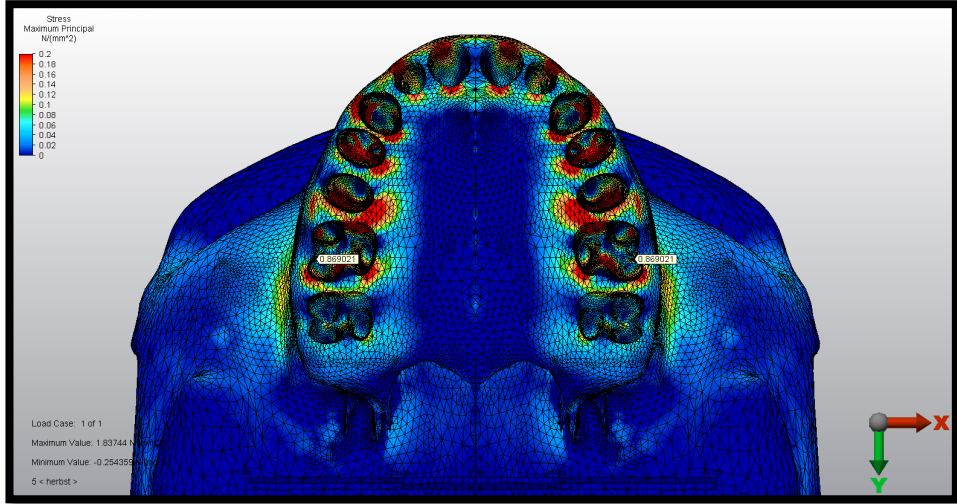
4.3.3.2 Üst Çenede Görülen Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Alanı Bulguları

Kortikal Kemik Bulguları: Herbst aпараты uygulanan üst çene modelinde molar diş çevresinde kortikal kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri dişin distobukkal bölgesinde ve 0,869021 mpa'dır (Çizelge 4.18).

Çizelge 4.18 Herbst simülasyonunda üst çenede kortikal ve spongiyöz kemikte gözlenen en yüksek asal gerilme değerleri (mpa)

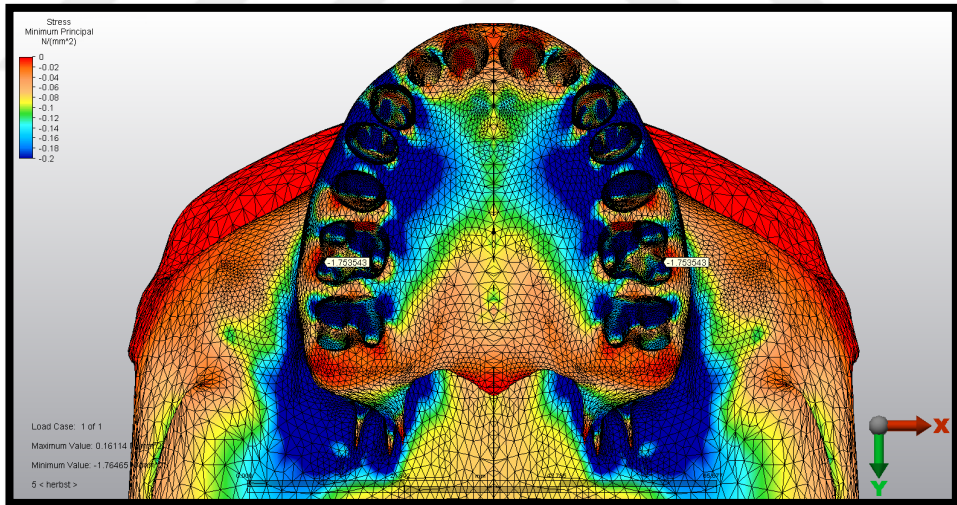
Dişler		Kortikal Kemik		Spongiyöz Kemik	
		Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)	Maksimum asal gerilme (mpa)	Minimum asal gerilme (mpa)
Üst molar	birinci	0,869021	-1,753543	0,244888	-0,344659

Üst çene kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerlerinin yüksek olduğu bölgeler Şekil 4.43'te kırmızı renkte gözlenen; molar socketin distal yarısı, premolar socketleri, kanin socketin bukkal bölgesi, santral ve lateral socketlerin vestibul bölgeleridir.



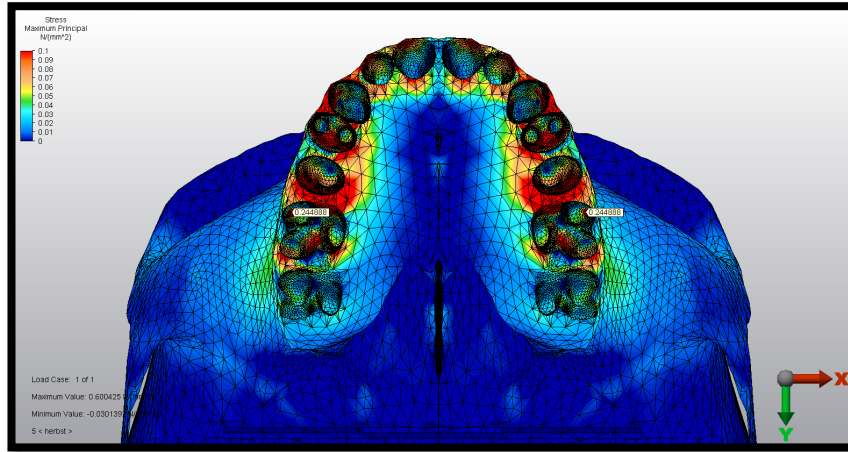
Şekil 4.43 Herbst simülasyonunda üst çene kortikal kemik maksimum asal gerilme alanları

Şekil 4.44'te Herbst apareyi uygulanan üst çene kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri görülmektedir. Birinci molar diş çevresinde görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri socketin distobukkal yarısında ve $-1,753543$ mpa'dır.



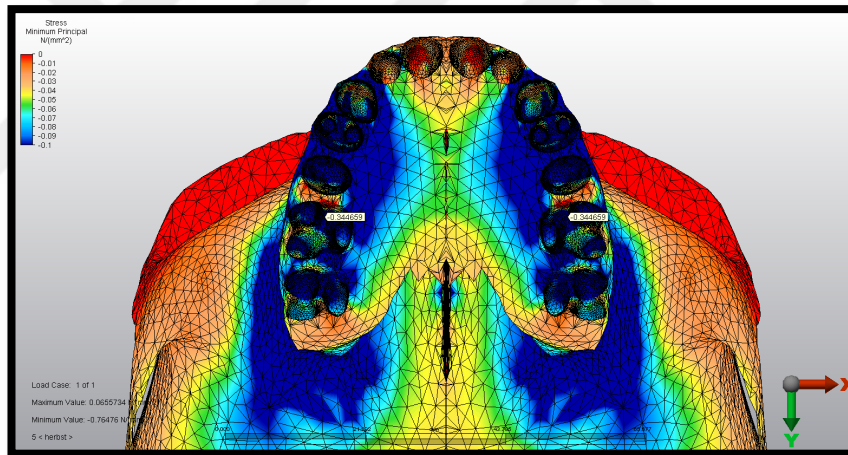
Şekil 4.44 Herbst simülasyonunda üst çene kortikal kemik minumum asal gerilme alanları

Spongivöz Kemik Bulguları: Birinci molar diş çevresinde görülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri dişin meziobukkalinde ve $0,244888$ mpa'dır (Şekil 4.45). Birinci molar ve ikinci premolar dişlerin socketlerinin distal yarısında maksimum asal gerilme değerlerinin yüksek olduğu görülmektedir.



Şekil 4.45 Herbst simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik maksimum asal gerilme alanları

Üst çene birinci molar diş çevresinde görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri dişin mezialinde ve $-0,344659$ mpa'dır. Anteriora doğru gidildikçe soket içerisindeki spongiyoz kemikte minimum asal gerilme değerlerinde düşüş gözlenmektedir (Şekil 4.46).



Şekil 4.46 Herbst simülasyonunda üst çene spongiyoz kemik minimum asal gerilme alanları

5. TARTIŞMA

5.1 Amacın Tartışması

Sınıf II iskeletsel anomaliler, maksiller ya da mandibular kaynaklı olabilir. Bu anomaliler; maksillanın kafa kaidesine göre normal pozisyonda iken mandibulanın geride olduğu, mandibulanın normal pozisyonda iken maksillanın ileride olduğu veya her iki durumun kombine olduğu şekilde ortaya çıkabilir. McNamara'ya göre toplumdaki iskeletsel sınıf II anomalilerin çoğu alt çenenin geride oluşundan kaynaklanmaktadır.³ Ortodontik tedavilerde hedef, malokluzyonun olduğu bölgeyi düzeltmektir. Mandibulanın geride olduğu vakaların tedavisinde de mandibulanın ileriye doğru büyüme ve gelişimini stimüle etmek amaçlanmaktadır. Bu nedenle fonksiyonel apareyler geliştirilmiştir.

Fonksiyonel apareylerin amacı, mandibular geriliğe bağlı iskeletsel sınıf II anomalili bireylerde alt çeneyi önde ve aşağıda konumlandırmaktır. Bu yeni konum ile alt çeneyi eski konumuna getirmeye çalışan kasların ve yumuşak dokuların oluşturduğu baskılar ile çene büyümesinin modifiye edilmesi sağlanır. Fonksiyonel apareylerle tedavinin ana prensibi, kondiler kıkırdakta büyümeyi uyararak mandibulada boyut artışını hızlandırmaktır. Mandibular gerilikte uygulanan fonksiyonel tedavinin başarısının, kondiler kıkırdaktaki biyolojik cevaba ve dolayısıyla mandibuladaki büyüme hızına bağlı olduğu bildirilmektedir.¹³⁷

Ortodonti pratiğinde iskeletsel sınıf II anomalilerin tedavisinde hareketli ve sabit olmak üzere birçok fonksiyonel aparey kullanılmıştır.³ Hareketli fonksiyonel apareyler mandibular geriliğin oluşturduğu problemin tedavisinde etkilidir, ancak bu apareylerin kütleli olmaları ve kooperasyon sorunu tedavi başarısını düşürmektedir. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla üretilen sabit fonksiyonel apareyler rijit, fleksible ve hibrit olmak üzere üç gruba ayrılmakla beraber, hibrit sabit fonksiyonel apareyler diğer iki grubun olumlu özelliklerini taşımaktadırlar.

Bu çalışmada, mandibular yetersizliğe bağlı sınıf II vakaların tedavisinde kullanılan Forsus, PowerScope2 ve Herbst apareylerinin dişler ve destek dokular üzerindeki etkileri incelenmiştir. Çalışma materyali olarak tercih edilen üç aparey de, sınıf II anomali tedavisinde sıklıkla kullanılan ve birbirlerine göre avantaj-dezavantajları olan apareylerdir. Forsus ve PowerScope2 apareyleri hibrit sabit fonksiyonel apareylerdendir ve ortodonti

pratiğinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Her iki apareyin de önemli avantajları; alt çenenin transversal yöndeki hareketi kısıtlanmadığından dolayı, aparey ağızdayken hastanın alt çenesini rahat bir şekilde hareket ettirebilmesi, hasta konforu ve klinik uygulama kolaylığıdır. Bu apareylerin sunduğu avantajların yanı sıra dezavantajları da mevcuttur. Bunlardan en önemlisi, apareylerin dişlerden destek almasından ve tasarımlarından kaynaklı olarak iskeletsel etkiden çok dentoalveolar etki göstermeleridir.^{67,}
⁶⁸ Herbst apareyi, tasarımı ve tedavi sonuçlarının göreceli olarak daha çok iskeletsel olmasıyla Forsus ve PowerScope2 apareylerinden ayrılır. Voudouris JC ve ark. ve Panherz'in çalışmalarında Herbst apareyinin iskeletsel etkisinin diğer iki apareye göre fazla olduğu bildirilmiştir.^{138, 139} Bu etki mekanizmasından yola çıkarak, sabit fonksiyonel apareylerde istenmeyen bir etki olarak ortaya çıkan alt keser protrüzyonunun da Herbst apareyinde daha az olması beklenmektedir. Bununla birlikte maliyet, uygulama zorluğu ve uygularken harcanan zaman gibi dezavantajları Herbst apareyinin Forsus ve PowerScope2 apareylerinden zayıf yönleridir.

Literatürde, uzun yıllardır ortodontistler tarafından kullanılan Herbst apareyi ile ilgili çok fazla çalışma olmasına rağmen, yeni üretilmiş olan ve uygulama kolaylığı gibi üstünlükleri olan PowerScope2 apareyi ile ilgili çalışmalara çok rastlanmamaktadır. Ayrıca klinik rutininde yoğun olarak kullanılan bu üç apareyin birbirine göre üstünlüklerini gösteren çalışmalar da literatürde büyük bir eksiklik olarak düşünülmüştür ve bu eksiklikleri gidermek için çalışmamız planlanmıştır. Çalışmamızın amacı sınıf II olguların tedavisinde sıklıkla kullanılan Forsus apareyi, Herbst apareyi ve yakın dönemde kullanılmaya başlanan ve alt-üst çenede direk ark teline uygulama biçimi ile diğer fonksiyonel apareylere göre oldukça kolay uygulanabilir olan PowerScope2 apareyinin dişler ve destek dokular üzerindeki etkilerinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmesi ve bu apareylerin oluşturduğu etkilerin karşılaştırılmasıdır.

5.2 Gereç ve Yöntemin Tartışması

Günümüzde fonksiyonel apareyler sınıf II maloklüzyonların tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu apareyler; hareketli ve sabit fonksiyonel apareyler olmak üzere iki gruba ayrılırlar.³ Hareketli fonksiyonel apareyler hasta tarafından takılıp çıkarılabilen apareylerdir ve farklı türleri mevcuttur. Tarihçeleri eski olsa da, günümüzde yeni teknoloji ile birlikte daha da geliştirilen sabit fonksiyonel apareyler de ortodonti pratiğinde yoğun bir

kullanım alanı bulmaktadır. Hareketli fonksiyonel apareyler ile tedavilerde başarı elde edilebilmesi için hasta uyumu gerekirken sabit fonksiyonel apareylerde bu ihtiyaç ortadan kalkmaktadır. Ayrıca hareketli fonksiyonel apareylere kıyasla sabit fonksiyonel apareylerin boyutları oldukça küçük olup, bu apareyler konuşma ve yutkunma problemleri yaratmamakta, sabit mekanikler ile birlikte kullanılabilmekte ve ayrıca hastalar tarafından daha kolay tolere edilebilmektedir.^{5, 61} Bu avantajları sabit fonksiyonel apareyleri hareketli apareylere göre bir adım öne çıkarmaktadır.

Literatür incelendiğinde hareketli ve sabit fonksiyonel apareyler ile ilgili bir çok çalışma mevcuttur.^{140, 141} Cozza ve ark.'nın, Sınıf II maloklüzyonlu bireylerde Twin Blok, Bionatör, Aktivatör, Frankel ve Herbst apareylerinin etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, Herbst apareyinin uygulanan grupta mandibular uzunluktaki artışın, diğer apareylere göre daha fazla olduğu görülmüştür.¹⁴²

Al-Jewair ve ark., büyümekte olan sınıf II hastalar üzerinde uygulanan MARA ve AdvanSync fonksiyonel apareylerinin etkilerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada da tedavi uygulanmayan kontrol grubuna kıyasla her iki fonksiyonel apareyin benzer etkiler oluştuğu rapor edilmiştir.¹⁴³

Bilgiç ve arkadaşları sınıf II divizyon 1 anomalilerde Forsus™ FRD EZ ve Andresen aktivatörünün etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda her iki hasta grubunda benzer dentoalveolar etkiler gözlenmiş ancak iskeletsel etkinin daha fazla istendiği sınıf II vakalarda aktivatörün tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.¹⁴⁰

Hanoun ve ark., Twin Block ve Forsus apareyi uygulanmış hasta kayıtlarından yararlandıkları retrospektif çalışmalarında, Twin Block apareyi uygulanan hastalarda daha çok iskeletsel, Forsus apareyi uygulanmış hastalarda ise daha çok dentoalveolar etki görüldüğünü rapor etmişlerdir.¹⁴¹

Sabit fonksiyonel apareyler kuvvet mekanizmasının esnekliğine göre rijit, fleksibl ve hibrit fonksiyonel apareyler olmak üzere üç gruba ayrılır.⁶⁹ Çalışmamızda günümüzde ortodontistler tarafından sık kullanılan hibrit sabit fonksiyonel apareylerden olan Forsus apareyi ile PowerScope2 apareyi ve yetişkin hastalardaki iskeletsel etkinliğinden dolayı çok tercih edilen rijit sabit fonksiyonel apareylerden Tip IV Herbst apareyi kullanılmıştır. PowerScope2 apareyi hekime yönelik kullanım kolaylığı, hasta başında geçirilen uygulama süresinin azalması ve molar bandına ihtiyaç duyulmadan direk ark teline uygulanabilmesi gibi birçok avantaja sahiptir.^{79, 144, 145} Literatürde PowerScope2 apareyinin etkinliğinin

değerlendirildiği sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.^{78, 146} PowerScope2 aparatının önceki versiyonu olan PowerScope hakkında yapılmış çalışmalar da oldukça sınırlıdır.^{79, 147, 148}

Özlü ve ark., 2013 yılında yapmış oldukları çalışmada Forsus ve Herbst aparatlarının etkilerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda her iki aparatın dentoalveolar yapılarda benzer etkiler oluşturduğu bildirilmiştir.¹⁴⁹

Öztoprak ve ark., postpubertal dönemde SUS² ve Forsus aparatlarının etkilerini karşılaştırmış ve her iki aparatda da benzer dentoalveolar etkiler görüldüğü belirtilmiştir.¹⁵⁰

Nalbantgil ve ark., Jasper Jumper aparatı uyguladıkları geç dönem adolesan hastalarda yaptıkları çalışmada Jasper Jumper aparatının uygulandığı bireylerde iskeletsel etkinin oldukça az olduğunu, dentoalveolar etkilerin ise daha fazla görüldüğünü rapor etmişlerdir.⁶⁸

Tancer ve ark., 2019 yılında yaptıkları çalışmada SUS² ve PowerScope2 aparatlarının dentofasiyal etkilerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda SUS² aparatında iskeletsel etkinin daha fazla olduğunu, Powerscope2 aparatında ise dentoalveolar etkinin daha fazla olduğu gözlenmiştir.¹⁴⁶

Literatürde yapılan çalışmalardan yola çıkarak, çalışmamızda Forsus, PowerScope2 ve Herbst aparatlarının dentoalveolar yapılarda oluşturduğu etkiler değerlendirilmiştir.

Ortodontik anomalilerden sayı ve oran olarak neredeyse en sık görüleni olan Sınıf II anomalilerin tedavisi ortodonti pratiğinde önemli bir yere sahiptir ve konu hakkında çok fazla çalışma yapılmış ve yapılmaya da devam edilmektedir.^{1, 2, 15, 35, 47} Literatür incelendiğinde bu çalışmaların neredeyse tamamında tedavi ile oluşan dentoalveolar yapılar ve yumuşak dokulardaki değişimler sefalometri yöntemi ile değerlendirilmiştir.^{6, 9, 11, 140}

Cozza ve ark., Sınıf II maloklüzyonlu bireylerde fonksiyonel aparatların mandibular büyümeyi arttırmadaki etkinliğini değerlendirmek amacıyla bir sistematik derleme yayınlamışlardır. Bu çalışmada 1966 ve 2005 yılları arasında yayınlanan 704 makaleden 22'si seçim kriterlerine uygun bulunarak değerlendirilmiştir. Mandibular uzunluktaki artış ve aparatların etkinliği sefalometrik yöntemle değerlendirilmiştir.¹⁴²

Pancherz, 6 ay süreyle Herbst aparatı uyguladığı, büyüme gelişimi devam eden sınıf II hastalarında aparatın etkilerini sefalometrik analiz yöntemi ile değerlendirmiştir.¹⁵¹

Nalbantgil ve ark.'nın, Jasper Jumper apareyi uyguladıkları geç dönem adölesan hastalarda yaptıkları çalışmada değerlendirme yöntemi olarak sefalometrik analiz yöntemi kullanılmıştır.⁶⁸

Al-Jewair ve ark., büyümekte olan sınıf II hastalara uygulanan MARA ve AdvanSync fonksiyonel apareylerinin etkilerini sefalometrik analizlerle karşılaştırmışlardır.¹⁴³

Sınıf II anomalilerin tedavi yöntemleri, genellikle geleneksel metot olan iki boyutlu sefalometri ile değerlendirilirken, günümüzde gelişen ileri görüntüleme tekniklerinden olan konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) yöntemi ile üç boyutlu değerlendirilmelerin yapılması da mümkün olmuştur. CBCT yöntemi ile alınan kesitlerde distorsiyon ve süperpozisyon oluşmamakta, anatomik oluşumlar gerçek boyutlarına daha yakın görüntülenmektedir fakat, lateral sefalogramlara göre daha yüksek radyasyon maruziyeti görülmektedir.¹⁵²

Temani ve ark., mandibular geriliğe sahip hastalarda Forsus apareyinin orofaringeal havayolu üzerinde oluşturduğu etkileri CBCT yöntemi ile değerlendirmişlerdir.¹⁵³

Yıldırım ve ark., Twin Block apareyinin kondil üzerinde oluşturduğu etkileri yöntem olarak üç boyutlu CBCT görüntüleri ile incelemişlerdir.¹⁵⁴

Genellikle üç boyutlu görüntüleme yöntemi ile mandibular geriliğe sahip hastalarda, fonksiyonel aparey uygulanması sonucunda faringeal havayolunda meydana gelen değişimleri değerlendiren çalışmalara literatürde rastlanmaktadır.¹⁵⁵ Sefalometrik analiz yöntemi ve CBCT yöntemi ile, fonksiyonel ortopedik apareylerin dentoalveolar yapılar üzerinde oluşturduğu değişim değerlendirilebilirken, apareylerin kemik yapılar, dişler ve temporomandibular eklem üzerinde oluşturduğu stres ve gerilim değerleri incelenmemektedir. Bizim çalışmamızda ise sonlu elemanlar analizi yöntemi ile Forsus, PowerScope2 ve Herbst apareylerinin gerçeğe yakın simülasyonları oluşturulup, bu apareylerin çeneler ve çevre dokularda meydana getirdiği stres ve gerilim bulguları değerlendirilmiş, ayrıca dişlerde meydana gelen yer değiştirme değerleri de karşılaştırılmıştır.

Sefalometrik yöntemde; tedavi sonucunda dentoalveolar yapılarda sagittal yönde meydana gelen değişim, molar dişlerin sagittal yöndeki hareketi ve keser diş açılardaki değişim değerlendirilebilir. Bu değerlendirmeler ile apareylerin sert ve yumuşak dokuda oluşturduğu etkinin sonucu ölçülebilir. Ancak fonksiyonel çene ortopedisinde bir çok değişik aparey tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Farklı aparey tasarımının çeneler veya

dişler üzerine kuvvet uygulama bölgeleri farklılık gösterebilmektedir. Kuvvetin farklı bölgelerden uygulanması apareyin oluşturduğu momentlerin değişmesine neden olmaktadır. Böylece dentoalveolar yapılarda oluşan stres-gerilim ve buna bağlı olarak da dişlerde oluşan hareketin yönü ve şekli değişebilmektedir. Fonksiyonel apareylerin etkileri her ne kadar sefalometri ile doğru ve güvenilir olarak değerlendirilebilse de, farklı aparey tasarımlarının oluşturacağı stres ve gerilimleri sefalometri yöntemi ile incelemek mümkün değildir. Çalışmamızda farklı apareylerin dentoalveolar yapılar üzerinde oluşturduğu stres ve gerilimleri incelemek amacıyla sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile ortodonti alanında yapılmış birçok çalışma vardır. Ulusoy ve Darendelilerin 2008 yılında yapmış oldukları çalışmada, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile alt çene üzerinde, sınıf II aktivatör ve sınıf II aktivatör high-pull headgear kombinasyonunun etkilerini incelemişlerdir. Çalışmada insan kuru kafatasından mandibulanın üç boyutlu geometrik modeli oluşturulmuştur. Sonlu elemanlar analiz yönteminde oluşan stres dağılımları incelendiğinde, kas ataşmanlarının kemiğe bağlandığı bölgelerde daha fazla stres tespit edilmiştir. Temporal kasın bağlandığı koronoid proçesin iç kısmında ve medial pterigoid kasın bağlandığı gonial bölgede maksimum asal gerilmeler gözlenmiştir.¹⁵⁶ Song ve ark. 2001'de Herbst apareyinin çiğneme kasları ve ligamentler üzerine etkisini inceledikleri çalışmada mandibulayı farklı miktarda öne getirerek, üç boyutlu geometrik model oluşturmuş ve meydana gelen çekme kuvvetlerinin çiğneme kasları ve ligamentler üzerindeki etkisini sonlu elemanlar analiz yöntemi ile araştırmışlardır.¹⁵⁷ Yapılan her iki çalışmada da kullanılan apareylerin dentoalveolar etkilerinden ziyade apareylerin etkilediği kaslar ve çevre dokularda meydana gelen değişiklikler değerlendirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise Herbst apareyi ile birlikte Forsus ve PowerScope2 apareylerinin dişlerde oluşturduğu yer değiştirme ve alt-üst çene alveol kemikleri ve çevre dokularda meydana gelen stres, gerilim değerleri incelenmiştir.

Panigrahi ve Vineet, sabit fonksiyonel apareylerin kraniyofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerini değerlendirmek amacıyla, 2009 yılında sonlu elemanlar analiz yöntemi ve Altair Hypermesh ve FE-MAP yazılımlarını kullanarak çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada sabit fonksiyonel apareyleri simüle etmek için maksiller molar dişler ile mandibular anterior segment arasına 150-200 gr (1,47-1,98 N) kuvvet uygulanmıştır. Analizde, alt ve üst çenede meydana gelen yer değiştirmeler ve gerilmeler değerlendirilmiştir¹⁵⁸ Bizim çalışmamızda ise dentoalveolar yapılar üzerine benzer

kuvvetler uygulanmış olup daha güncel olan ve gerçeğe yakın modelleme sağlayan Rhinoceros¹³⁰ programı ile Algor Fempro¹³² sonlu elemanlar analiz programı kullanılmıştır. Bu yazılımlar ile gerçeğe daha yakın bir simülasyon oluşturulduğu ve sonucun daha gerçekçi olduğu düşünülmektedir.

Chai ve ark.'nın 2009 yılında Forsus apareyinin etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, kafatasının üç boyutlu modeli oluşturulmuş ve bu model üzerinde mandibular ilerletme yapıldıktan sonra sonlu elemanlar analiz yöntemi ile kafa kemiklerinde oluşan stres incelenmiştir.¹⁵⁹ Bizim çalışmamızda ise Chai ve ark.'nın çalışmasından farklı olarak sabit fonksiyonel apareylerin dentoalveolar yapılarda oluşturduğu bölgesel stres, gerilim ve dişlerde meydana gelen yer değişimleri değerlendirilmiştir. Böylece çalışmamız, apareylerin klinik kullanımı esnasında oluşturacağı etkiyi öngörebilmek adına önemlidir ve literatüre katkı sağlamaktadır.

Sabit fonksiyonel apareylerle iskeletsel etkiyi artırmak ve ankraj kaybına bağlı istenmeyen etkileri en az seviyede tutmak adına çeşitli uygulamalar önerilmiştir. Maksillada transpalatal ark, mandibulada ise lingual ark veya alt ark teline anterior bölgede ekstra labial kök torku uygulamaları literatürde karşılaşılan yöntemlerdendir.^{49, 151, 160, 161} Çalışmamızda da klinik uygulamanın doğru simülasyonu ve gerçeğe en yakın sonuçları elde etmek amacıyla Forsus ve PowerScope2 modelinde transpalatal ark modellenmiştir, lingual ark veya ekstra tork uygulaması yapılmamıştır. Sabit fonksiyonel aparey çalışmalarında, ankrajın kuvvetlendirilmesi için mümkün olan en kalın ark telinin uygulanması ve ark telinin birinci molarların arkasından kıvrılarak ankrajın kuvvetlendirilmesi önerilen bir yöntem olmakla birlikte çalışmamızda da uygulanmıştır.¹⁶²⁻

164

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analiz yöntemi; simülasyon üzerinde canlı dokunun taklit edildiği bir yöntem olduğundan dolayı, gerçeğe en yakın sonucun alınabilmesi için modellemede mümkün olan tüm dokuların oluşturulması gerekmektedir. Ancak modellemede detayların fazla artması matematiksel analizi imkansızlaştırdığı için olabilecek en fazla detay ile en gerçekçi sonuçların alınması hedeflenmektedir. Çalışmamızda tüm kafa yüz kemikleri, tüm sürekli dişler (yirmi yaş dişleri hariç), periodontal ligament, temporomandibular eklem diski ve sabit fonksiyonel apareyler üç boyutlu olarak modellenmiştir. Forsus, Herbst ve PowerScope2 apareylerinin

simülasyonları yapılmıştır. Büyüme gelişimini tamamlamış bireye ait üç boyutlu üç ayrı model oluşturularak en gerçekçi sonuçların alınması hedeflenmiştir.

Modeller oluşturulurken kullanılan düğüm ve eleman sayıları bakımından literatür incelendiğinde, Tanne ve ark.'nın 1989 yılında yaptıkları çalışmada, kafatası ve üst çeneyi toplam 2918 düğüm ve 1776 eleman kullanarak modelledikleri görülmüştür.¹⁶⁵

Katada ve Isshiki 2005 yılında yaptıkları çalışmada tam kafatası ve alt çene modelinde toplam 2902 düğüm ve 2560 eleman kullanmışlardır.¹³⁵

Yu ve ark. 2007'de yaptıkları çalışmada tam kafatası ve üst çeneyi modellemişler, toplam 22236 eleman ve 71714 düğüm kullanmışlardır.¹⁶⁶

Gautam ve ark.'nın 2009'da yaptıkları çalışmada tam kafatası ve üst çene 108799 eleman ve 193633 düğüm ile modellenmiştir.¹⁶⁷

Tanne ve ark. 1996 yılındaki çalışmalarında alt çeneyi modellemişler; 2088 düğüm ve 1105 eleman kullanmışlardır.¹⁶⁸

Panigrahi ve ark. 2009 yılında yaptıkları çalışmada tüm kafatasını modellemişler, toplam 13590 eleman, 18582 düğüm kullanmışlardır.¹⁵⁸ Bizim çalışmamızda ise Forsus apareyinin uygulandığı modelde toplam 229475 düğüm noktası ve de 1010391 eleman, PowerScope2 apareyi uygulanan modelde toplam 226194 düğüm noktası ve 992453 eleman, Herbst apareyinde ise 210079 düğüm noktası ve 969781 eleman kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça elde edilen çözümün doğruluğu artmaktadır. Dolayısıyla çalışmamızda; literatürde yapılan benzer çalışmalara göre çok daha gerçekçi bir sonuç alındığı düşünülmektedir. Ancak eleman sayısı ve düğüm nokta sayısının çok fazla artması sonucunda çözüm süreleri de uzamakta ve bilgisayar kaynakları yetersiz kaldığından dolayı çözüm imkansız hale gelebilmektedir. Ayrıca, belirli bir eleman boyutundan sonra sonuçların değişimi çok küçük seviyede kalmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda modeller mümkün olduğunca 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde, gerektiğinde yapınının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak için mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulması amaçlanmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Düğüm noktası ve eleman sayılarının fazlalığı, ayrıca uygulanan tekniğin

hassasiyeti, çalışmamızı diğer çalışmalardan ayırmakta ve elde edilen sonuçların güvenilirliğini artırmaktadır.

Modele dışarıdan uygulanacak kuvvetlerin model üzerindeki gerilme ve gerinim etkileri, ancak dengeli bir model üzerinde hesaplanabilir. Çünkü uzay boşluğunda bulunan geometrik modele uygulanacak olan dış kuvvetler, modeli evrensel referans düzleminde biyolojik yapının elastik cevabından etkilenmeksizin hareket ettirecektir. Bu durum ise araştırılmak istenen problem denkleminin sonsuz sayıdaki analitik çözümünü doğurur. Modelde sınır koşullarının tanımlanması ise modele bir dayanak noktası oluşturduğundan, problem denkleminin tek bir çözümünü ortaya çıkarmaktadır.¹⁶⁹⁻¹⁷¹ Çalışmamızda kullanılan tüm modellerde çene kemiğinin üst ve arka kısmından sıfır serbestlik derecesi verilerek (modelin kemiğin bittiği yerden sabitlenmesi), bu bölgedeki düğüm noktalarının hareket kabiliyetleri ortadan kaldırılmıştır. Simülasyonlar yarım çenede gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bulgular ise kesici dişler bölgesinden tam simetri sağlanarak alt-üst çeneye tamamlanmıştır.

Araştırmamız sonucunda elde edilen bulgular, kurgulanan bir mekanik sisteme uygulanan kuvvetler sonucu sadece 300 sn'de gerçekleşen gerilmeleri içermektedir. Klinik ortamda kullanılan apareylerde farklı sonuçlar görülebilmektedir. Bunun sebebi ise kişisel morfolojik farklılıklar ve alveol kemiğindeki yapısal farklılıklar olabilir. Sonuçlar değerlendirilirken bu durum göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda, asal gerilmeler ve von Mises gerilmeleri elde edilmektedir. Von Mises gerilme değerleri, oluşan gerilmelerin dağılımı ve yoğunluğunu gösterirken, gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirlemede yetersiz kalmaktadır. Asal gerilmeler ise gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu göstermesi bakımından çalışmamızda tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile canlı dokuların gerçeğe yakın modelleri taklit edilmekte ve bilgisayar yazılımları kullanılarak stres analizleri yapılmaktadır. Bu yöntem; sadece klinikte yapılabilecek bir çalışmada, hastaya bağlı faktörleri ve klinik işlemleri ortadan kaldırırsa da, apareylerin uzun süreli etkilerini bu yöntemle değerlendirmemiz mümkün olamamaktadır. Ayrıca, kompleks yapıdaki canlı organizmanın tamamının bir bütün olarak modellenememesi ve sadece çalışılacak bölgelerin modellenmesi de çalışmamızın limitasyonlarıdır.

5.3 Bulguların Tartışması

5.3.1 Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması

Forsus modelinde alt çenede görülen en fazla yer değiştirme değeri kanin dişin kesici kenarında -0,012548 mm, ardından birinci premolar dişin bukkal tüberkülünde -0,012487 mm ve mezial yönde gerçekleşmiştir. Kanin dişinde hareketin fazla olmasının, apareyin alt çenede uygulama bölgesinden ve kanin dişine gelen mezial yönlü kuvvetten kaynaklandığı düşünülmektedir. Kanin dişten uzak dişlerde bu etki azalmaktadır. Üst çenede ise en fazla yer değiştirme değeri birinci molar dişin distobukkal tüberkül tepesinde 0,000123 mm ve distal yöndedir. Anterior dişlere doğru gidildikçe yer değiştirme değerlerinde azalma görülmektedir. Bu durum klinik olarak da beklenen bir durumdur.

PowerScope2 modelinde alt çenede kanin diş kesici kenarında -0,015956 mm mezial yönde yer değiştirme görülmektedir. En fazla yer değiştirme, birinci premolar diş tüberküllerinde -0,016119 mm ve mezial yönde gerçekleşmektedir. PowerScope2 apareyi alt çenede kanin ve premolar dişler arasında uzanan ark teline uygulanmaktadır. Uygulama noktasına komşu dişlerde meydana gelen yer değiştirmenin diğer dişlerden fazla olduğu görülmektedir. Üst çenede ise en fazla yer değiştirme santral dişte 0,000243 mm, ardından lateral dişte ve 0,000212 mm'dir. Alt çenede uygulama noktasına yakın bölgedeki dişlerde meydana gelen yer değiştirme değerleri en fazla iken üst çenede tam tersi bir durum gerçekleşmiştir. Bunun sebebinin ise üst çenede molar ve premolar dişlerinin kök sayısının fazla olması ve ankraj arttırmak amacıyla birinci molar dişler arasından transpalatal ark kullanılması olduğu düşünülmektedir. Ayrıca meydana gelen hareket miktarı sayısal olarak çok küçük değerlerdedir ve ortodontik olarak anlamsızdır.

Herbst apareyi pasif fonksiyonel bir apareydir. Etkisini mandibulayı geriye çeken kasların meydana getirdiği kuvvetlere karşı koyarak oluşturmaktadır. Çalışmamızda Herbst apareyi farklı kuvvetler ve uygulama şekilleri denenerek simüle edilmiştir. Klinik şartlarda oluşan harekete en yakın sonucu veren kuvvet ile simülasyon oluşturularak elde edilen bulgular değerlendirilmiştir. Herbst modelinde de diğer apareylere benzer olarak alt çenede mezial yönde üst çenede ise distal yönde diş hareketleri gerçekleşmiştir. Aparey, premolar ve molar dişleri kaplayan döküm kronlar ile alt-üst çene arasında rijit teleskobik bir mekanizma ile bağlanarak simüle edilmiştir. Böylece alt çenede kuvvet uygulama bölgesine en yakın, aynı zamanda döküm kronlardan bağımsız olan kanin dişte en fazla yer

değiştirme görülmüştür ve bu değer -0,014186 mm'dir. Üst çenede de kuvvetin uygulandığı molar dişlerde daha fazla hareket olması beklenirken kanin dişte en fazla yer değiştirme görülmüştür. Bu durumun sebebinin yine alt çenede olduğu gibi, kuvvetin, döküm kronlarla birbirine bağlı dişler yerine, bu dişlere en yakın diş olan kanin dişe etki etmesine bağlı olarak gerçekleştiği düşünülmektedir.

Her üç sabit fonksiyonel apareyde de dişlerde oluşan kron hareketinin, kök hareketine oranla daha fazla olduğu görülmektedir. Bu durum, gerçek modelde de köklerin etrafındaki alveolar kemik desteğine bağlı olarak kron bölgesinin daha fazla hareket etmesi, yani bir terim olarak "tipping veya devrilme" fenomeni ile açıklanabilir.

Çalışmamızda Forsus apareyinin uygulandığı modelde alt santral diş kesici kenarında -0,012431 mm, PowerScope2 apareyinde ise -0,015991 mm protrüzyon meydana gelmiştir. Forsus apareyi 200 gr kuvvet uygularken, PowerScope2 apareyinde oluşan kuvvet 260 gr'dır. PowerScope2 simülasyonunda daha fazla keser protrüzyonu oluşması, Forsus apareyine göre daha fazla kuvvet uygulanması ile açıklanabilir. Vinni Arora ve ark., 2018 yılında yapmış oldukları çalışmada 28 hastaya Forsus ve PowerScope apareyi uygulamışlardır. Bu çalışmanın sonucunda alt kesici dişlerde PowerScope apareyi grubunda daha fazla protrüzyon gözlenmiş ve meydana gelen dentoalveolar etkilerin PowerScope apareyinde Forsus apareyine göre daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır.¹⁴⁵ Literatürdeki bu sonuçlar, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile yapılan çalışmamızın bulgularını destekleyici niteliktedir.

Pancherz aktif büyüme gelişimi devam eden bireylerde ortalama 6 aylık Herbst tedavisi uygulanması sonucu alt keserlerde ortalama 6,6° protrüzyon meydana geldiğini bildirmiştir.¹⁷²

Pancherz ve Hagg geç dönem tedavi edilen hastalarda (pubertal büyüme atılım dönemi sonrası) pubertal büyüme atılım döneminde tedavi edilenlere kıyasla alt kesici dişlerde 1,4 mm daha fazla öne hareket ve 3,5° daha fazla protrüzyon gözlemlenmişlerdir.⁴⁹

Pancherz ve Ruf 2008 yılında yapmış oldukları çalışmada, geç dönemde alt kesici dişlerde ankraj kaybının daha fazla oluşunu nöromüsküler adaptasyonun yaşla birlikte azalmasına, bunun yanında kas kuvvetlerinin yaşla birlikte artmasına bağlamıştır.⁷¹

Pancherz, adolesan ve genç erişkinlerde uygulanan Herbst apareyi ile tedavinin etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında metrik ölçüm sonucu alt keserlerde adolesan grupta 2,7 mm, genç erişkinlerde ise 3,8 mm öne hareket oluştuğunu belirlemişlerdir.¹⁷³

Pancherz, Herbst apareyi ile yaptığı çalışmasında overjet miktarındaki azalmayı 5,2 mm olarak belirtmiş ve bu azalmanın 2,2 mm'sinin iskeletsel büyümeyle ve 1,8 mm'sinin de alt dentisyonun meziale hareketiyle oluştuğunu açıklamıştır.¹⁵¹ Bizim çalışmamızda ise Herbst apareyinin uygulandığı modelde alt santral dişin insizal kenarında meydana gelen protrüzyon miktarı -0,011890 mm'dir. Bu değer, diğer iki apareyin etkileri ile karşılaştırıldığında, protrüzyon miktarının Herbst apareyinde daha az olduğu görülmektedir. Çalışmamızın sonuçlara göre Herbst apareyi diğer iki apareye göre daha fazla iskeletsel etki oluşturmaktadır ve bu sonuç literatürle de desteklenmektedir.

Herbst apareyinin uygulama şekli, daha fazla diş desteği olması, apareyin rijiditesi ve alt keser dişlerin braketlenmemesi gibi özellikleri, iskeletsel etkisinin diğer apareylere göre daha fazla olmasını sağlamaktadır. Ayrıca tasarımı dolayısıyla Herbst apareyi mandibulayı 24 saat önde konumlandırmakta ve büyüme için daha fazla uyaran sağlamaktadır. Alexandre ve ark., 2018 yılında sabit fonksiyonel apareylerle tedavi edilen hastalar üzerinde yaptıkları çalışmada, rijit fonksiyonel apareylerle meydana gelen iskeletsel etkinin diğer semi-rijit veya fleksibl sabit fonksiyonel apareylerden fazla olduğu belirtmiştir.⁷⁸ Alexandre ve ark.'nın yaptığı uzun dönemli bu çalışmanın sonuçları, bizim çalışma sonuçlarımızı desteklemektedir.

Herbst apareyi kullanılan çalışmalarda üst kesici dişlerin retrüzyonu ile ilgili farklı görüşler mevcuttur. Pancherz, Valant ve Sinclair, Lai ve McNamara; üst kesici diş eğimlerinin Herbst tedavisi sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişime uğramadığını bildirmişken,^{139, 174, 175} Windmiller ise üst kesici dişlerin uzun aksının palatal düzlemlerle yaptığı açıda tedavi sonunda ortalama 4 derece azalma tespit etmiştir.¹⁷⁶ Van Laecken'de Herbst apareyi için bu değerde azalma rapor eden yazarlardan biridir.¹⁶³ Özlü ve arkadaşları 2013 yılında yapmış oldukları klinik çalışmada, Forsus ve Herbst apareylerinin üst keser dişler üzerinde geri ve aşağı yönde bir etki oluşturduğunu bildirmişlerdir.¹⁴⁹ Bizim çalışmamızın sonucunda da üst keserlerde aşağı ve geriye doğru bir hareket oluşmuştur. Üst keser dişlerde meydana gelen geriye ve aşağı doğru hareket fonksiyonel apareylerle yapılan çalışmalarda sıklıkla oluşmaktadır.^{15, 160, 177-180} Bu hareket molar dişin distale devrilmesi sonucu, ark teli ile molar dişlere bağlı olan keser dişlerde uzama etkisi ile veya apareylerin maksilla üzerinde oluşturduğu saat yönünde rotasyon etkisi ile açıklanabilir.

Çalışmamızda her üç simülasyonda da, maksiller molar dişlerde distal yönde hareket gözlenmiştir. Forsus apareyinin uygulandığı modelde üst çene birinci molar diş distobukkal tüberkülünde 0,000123 mm, PowerScope2 modelinde 0,000173 mm, Herbst modelinde ise 0,000252 mm distal yönde yer değiştirme olduğu görülmüştür. En fazla distalizasyon Herbst apareyinin uygulandığı modelde gözlenmiştir. Bu durum Herbst apareyinin oluşturduğu kuvvetin diğer apareylerden yüksek olması ve apareyin rijiditesi ile açıklanabilir. Özlü ve arkadaşları 2013 yılında yaptıkları çalışmada, Forsus ve Herbst apareylerinin uygulandığı vakalarda üst molar dişlerde sagittal yönde bir değişiklik olmadığı sonucuna varmışlardır.¹⁴⁹ Yapılan çalışmada değerlendirme yöntemi olarak sefalometri kullanılmıştır. Özlü ve arkadaşlarının çalışmasında kullanılan radyograflerin standardizasyonu ya da sefalometrik ölçümler yapılırken karşılaşılabilecek problemler nedeniyle çalışmamızdan farklı sonuçlar bulunduğu düşünülmektedir.

Literatürde sabit fonksiyonel apareylerin molar dişlerde distalizasyon oluşturduğunu gösteren farklı çalışmalar da mevcuttur. Karaçay ve arkadaşları çalışmalarında, üst molar dişinin referans düzleme ve ön kafa kaidesine olan mesafelerinde, hem Jasper Jumper hem de Forsus Flat Nitinol Spring gruplarında anlamlı azalma olduğunu saptamıştır. Çalışmada her iki apareyde de üst molar dişte distalizasyon gerçekleştiği rapor edilmiştir.¹⁸¹ Heining ve Göz'de, üst molar diş için Forsus Nitinol Flat Spring apareyi ile benzer bulgulara ulaşmıştır.¹⁷⁷ Bu bulgular çalışmamızın bulgularını desteklemektedir.

Forsus ve PowerScope2 apareyleri içeriğindeki nikel titanyum yaylar sayesinde dentisyona devamlı bir kuvvet uygulamaktadırlar. Herbst apareyi ise pasif bir apareydir ve etkisini mandibulayı geriye çeken kaslara karşı mandibulayı önde sabitleyerek oluşturmaktadır. Mandibulayı geri çeken kaslar, temporalis ve digastrik kaslarıdır.⁸⁸ Çalışmamızda bu kasların meydana getirdiği farklı çekme kuvvetleri Herbst simülasyonuna uygulanarak birden çok analiz gerçekleştirilmiştir.¹³⁶ Mandibulayı kapatıcı birçok kas bulunmakta ve bu kasların tamamının kuvvetleri simülasyona eklendiğinde, dişlerde klinik olarak gerçekleşmesi beklenen hareketlerin dışında, anlamsız rotasyon ve beklenen hareketlerin aksine hareketler gözleendiğinden dolayı, çalışmamızda yalnızca temporalis kasının posterior liflerinin oluşturduğu kuvvetler dahil edilmiştir. Analiz maliyetlerinin yüksek olması, daha fazla analiz yapılmasını engellemiş ve yapılan denemeler sonucunda gerçeğe en yakın sonucun elde edildiği hareket ve kuvvet değeri ile analiz yapılmıştır. Herbst apareyi simülasyonunda, yalnızca temporalis kasının posterior

liflerinin çekme kuvveti olarak literatürde de belirtildiği gibi yaklaşık 300 gr kuvvet uygulanmıştır.¹³⁶

Literatürde Herbst apareyi ve PowerScope2 apareylerinin dentoalveolar yapılar üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar analizi ile inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamız sonlu elemanlar analizi ile Herbst ve PowerScope2 apareylerini değerlendirmesi yönüyle özgündür ve bu iki simülasyonun bulguları literatür için yeni bilgiler sunmaktadır.

5.3.2 Von Mises Gerilme Bulgularının Tartışması

Forsus simülasyonunda alt çenede görülen en yüksek von Mises gerilme değeri kanin ile birinci premolar diş temas noktasında ve 1,27186 mpa'dır. Üst çenede ise birinci molar dişte ve 0,33966 mpa'dır. PowerScope2 simülasyonunda alt çenede görülen en yüksek von Mises gerilme değeri ikinci premolar diş ile birinci molar diş kontak noktasında ve 1,7370 mpa, üst çenede ise premolar dişlerin kontak noktasında 1,33259 mpa'dır. PowerScope2 apareyinde en yüksek von Mises gerilme alanlarının kuvvetin uygulandığı noktalardan uzak dişlerde oluşma sebebinin, apareyin ark teli üzerinde sagittal yönde oluşan hareketinin sonlu elemanlar analizinde tam olarak simüle edilememesi olduğu düşünülmektedir. Herbst simülasyonunda alt çenede görülen en yüksek von Mises gerilme değeri premolar dişlerin kontak noktasında ve 432,092 mpa'dır. Üst çenede ise birinci premolar dişin bukkal yüzünde ve 376,814 mpa'dır. Her üç simülasyon karşılaştırıldığında en yüksek von Mises gerilme değerinin Herbst apareyinde olduğu görülmektedir. Bunun sebebinin Herbst simülasyonunda, çekme kuvvetini oluşturan temporal kasın oluşturduğu 300 gr kuvvetin diğer apareylerin oluşturduğu kuvvetten yüksek olması ve diğer iki apareyden daha rijit bir aparey olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Herbst apareyi tercih edilecek vakalarda, dentisyon üzerinde diğer iki apareye göre çok fazla stres oluşturduğundan dolayı, aktivasyon miktarının fazla olmamasına dikkat edilmelidir. Aktivasyonun fazla olduğu vakalarda, kas boyunun aşırı uzamasına bağlı olarak kuvvet miktarı artmakta ve klinik uygulamada desimantasyon, döküm parçaların kırılması veya piston kopması gibi sorunlar görülebilmektedir.

Literatürde sabit fonksiyonel apareylerin uygulanmasına bağlı olarak dişler üzerinde von Mises gerilmelerini değerlendiren sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Anshul ve arkadaşlarının 2015'te Forsus apareyi ile yapmış oldukları sonlu elemanlar analizi

çalışmasında, Forsus apareyi uygulama öncesi ve sonrası dentoalveolar yapılardaki gerilmeler değerlendirilmiştir. Bu çalışmada Forsus uygulaması sonrasında von Mises gerilme değerinin, dişlerde ve kortikal kemikte arttığı rapor edilmiştir.¹⁸² Çalışmamızın Anshul'un çalışmasından farkı, stres analizine ilave olarak, üç apareyin oluşturduğu asal gerilme değerleri kortikal ve spongiyoz kemikte değerlendirilmiş, ayrıca her üç simülasyonda oluşan yer değiştirme değerleri de karşılaştırılmıştır. Böylece sonlu elemanlar analizi ile, bu apareylerin dentoalveolar yapılar üzerindeki etkileri daha detaylı incelenmiştir.

Forsus ve PowerScope2 apareylerinin von Mises bulguları karşılaştırıldığında, Forsus simülasyonunda von Mises gerilme değerlerinin PowerScope2 simülasyonuna göre daha az olduğu görülmüştür. Bu farklılığın sebebinin Forsus apareyinde uygulanan kuvvetin PowerScope2 apareyinden daha düşük olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Her iki simülasyonda da; üst çene posterior dişlerde anterior dişlere göre daha yüksek gerilmeler, alt çenede ise anterior dişlerde posterior dişlere göre daha yüksek gerilmeler gözlenmiştir. Bu gerilme farklılığının, apareyin oluşturduğu kuvvetin yönü ile ilgili olduğu düşünülmektedir.

Sabit fonksiyonel apareylerin uygulanması ile oluşan gerilmeler, mine yüzeyinin devamlılığında bozulmalara neden olabilir. Literatürde yapılan çalışmalarda mine dokusunun maksimum çekme dayanımının oldukça farklı değerlerde olduğu (10,3 Mpa-42,1 Mpa aralığında) rapor edilmiştir.^{183, 184} Değer aralığının genişliği kesin bir çıkarım yapmaya imkan tanımasa da, diş üzerine etki eden stres değerindeki düşüşün mine yapısının bütünlüğünün korunması açısından klinik fayda sağlayabileceği düşünülebilir. Çalışmamızda Powerscope2 ve Forsus apareylerinin dişlerde oluşturduğu stres değerleri fizyolojik sınırlar içerisinde fakat Herbst apareyinde meydana gelen gerilme değerleri incelendiğinde mine yüzeylerinde fraktür görülme riskinin daha yüksek olduğu ve diğer iki apareyin bu nedenle daha çok tercih edilebileceği çıkarımı yapılabilmektedir veya Herbst apareyi ile oluşan kuvveti azaltmak amacıyla mandibula daha az ilerletilmelidir.

5.3.3 Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Bulgularının Tartışması

Çalışmamızda minimum ve maksimum asal gerilmeler kortikal ve spongiyoz kemikte ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Tüm simülasyonlarda, kortikal kemikte spongiyoz kemiğe oranla daha fazla stres meydana gelmiştir. Daha önceki sonlu elemanlar analizi

çalışmalarında bizim çalışmamızla uyumlu olarak stresin büyük oranda kortikal kemik tarafından absorbe edildiği ve spongiyoz kemiğe ise daha düşük değerlerde iletiildiği bildirilmiştir¹⁸⁵⁻¹⁸⁹ Bu durumun elastisite modülünün kortikal kemikte, spongiyoz kemiğe göre daha yüksek olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Üst çenede apareylerin etki ettiği molar diş çevresinde kortikal kemikte görülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri her üç aparey için dişin distobukkal bölgesinde ve Forsus apareyi için 0,106990 mpa, PowerScope2 apareyi için 0,109512 mpa, Herbst apareyi için ise 0,869021 mpa'dır. Bu değerler Herbst apareyinde molar diş çevresinde meydana gelen çekme gerilmelerinin diğer apareylerden oldukça yüksek olduğunu göstermektedir. Forsus apareyi üst çenede birinci molar dişin bandından uygulanmaktadır. Apareyin molar dişe uyguladığı kuvvete bağlı olarak, dişin distopalatinal rotasyonel hareketi ile soket içinde distobukkal bölgede çekme gerilmeleri hakim iken meziobukkal bölgede basma tipi gerilmelerin hakim olduğu görülmektedir. PowerScope2 simülasyonunda da benzer etkiler görülmektedir. Herbst apareyinde molar diş çevresinde görülen en yüksek minimum asal gerilme değeri yine molar dişin distobukkalinde görülmekte ve bu değer -1,7535 mpa'dır. Dişin distobukkalinde sayısal olarak mutlak değeri büyük olan basma tipi gerilmelerin hakim olduğu görülmektedir. Bunun sebebinin ise diğer iki apareyden farklı olarak Herbst apareyinin daha rijit bir aparey olması, premolar ve molar dişleri kaplayan döküm kronların dişleri bir bütün halinde tutarak rotasyonel harekete izin vermemesi ve oluşan kuvvetin dişleri bukkal yönde devirmesi olduğu düşünülmektedir. Sonuç olarak Forsus ve PowerScope2 apareylerinin tercih edildiği sınıf II vakalarda, molar dişlerde meydana gelebilecek rotasyonel hareketler göz önünde bulundurulduğunda, bu hareketin önlenmesi için ankraj arttırıcı mekaniklerin kullanılması gerektiği çıkarımı yapılabilmektedir.

Alt çenede kanin diş çevresinde kortikal kemikte görülen en yüksek maksimum asal gerilme değerleri; Forsus apareyi için dişin bukkal bölgesinde ve 0,062458 mpa, PowerScope2 apareyi için lingualde ve 0,071205 mpa, Herbst apareyinde ise dişin bukkal bölgesinde ve 10,71320 mpa'dır. Forsus simülasyonunda alt kanin diş çevresindeki basma ve çekme gerilmeleri incelendiğinde dişin bukkal bölgesinde çekme gerilmeleri hakimken, distolingual bölgede ise basma tipi gerilmelerin hakim olduğu görülmüştür. PowerScope2 simülasyonunda ise tam tersi etkiler gözlenmiştir. Bu durumun sebebinin ise, kuvvetin horizontal bileşeninin Forsus simülasyonundan daha fazla olması ve dişte meydana gelen

meziolingual rotasyon olduğu düşünülmektedir. Dhiman ve arkadaşlarının 2017’de yaptıkları klinik çalışmada PowerScope apanyinin alt kanin dişlerde eksenî etrafında meziolingual rotasyon hareketi oluşturduğu bildirilmiştir.⁷⁹ Bu sonuç bizim bulgularımızla benzer niteliktedir. Bu durumu önlemek amacıyla Forsus ve PowerScope2 uygulamalarında mümkün olduğunca kalın ve rijit ark tellerinin kullanılması, gerekirse iskeletsel ankraj alınması ve braket konumunun ayarlanması gibi önlemler alınabilir.

Yapılan klinik çalışmaların çoğunda sabit fonksiyonel apanyelerin etkileri arasında alt keser dişlerde protrüzyon olduğu görülmektedir.^{2, 8, 75, 140, 146, 190}

Aslan ve ark., Forsus ve minivida destekli Forsus apanyeyi uyguladıkları çalışmalarında, Forsus uygulanan grupta alt keser dişlerde 9,29 derecelik protrüzyon oluşurken, minivida destekli Forsus grubunda ise 3,61 derece keser protrüzyonu oluştuğunu rapor etmişlerdir.²

Tancer ve ark., SUS² ve PowerScope2 apanyeleri uyguladıkları çalışmalarında SUS² apanyeyi uygulanan grupta alt keser dişlerde 7,85 derece, PowerScope2 apanyeyi uygulanan grupta ise 6,63 derece keser protrüzyonu gözleendiğini bildirmişlerdir.¹⁴⁶

Dada ve arkadaşları yaptığı çalışmada Forsus apanyinin alt keser açısını 4,65 derece arttırdığını bildirmişdir.¹⁹⁰ Bizim çalışmamızda da Forsus ve PowerScope2 simülasyonlarında alt keser dişlerin lingualinde çekme vestibüllerinde ise basma gerilmeleri görülmektedir. Bu bulgular her iki apanyenin de keser dişlerde protrüzyon etkisi olduğunu göstermektedir ve literatür ile uyumludur. Herbst simülasyonunda diğer iki apanyeden farklı olarak lingual bölgede basma vestibül bölgede ise çekme gerilmeleri oluşmaktadır. Bu bulgu Herbst apanyinde alt keser açısının diğer iki apanyeye göre daha az değiştiğini ve Herbst apanyinin dental etkiden çok iskeletsel etki oluşturduğunu göstermektedir.

Bu çalışmanın ve tüm diğer tüm sonlu elemanlar analizi ortodontik simülasyonlarının bir yetersizliği uzun dönemli diş hareketlerini kantitatif olarak belirlemenin imkansız olmasıdır. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar, ilk kuvvet uygulandığı anda oluşan stres ve yer değiştirme değerlerini göstermekle sınırlı kalmıştır. Oysa ki, ortodontik diş hareketi sırasında yükleme koşullarının değişmesi sebebiyle, başlangıç diş hareketi, total diş hareketi hakkında kesin bir tahmin oluşturamamaktadır. Bu nedenle diş hareketi sonucu oluşan biyomekanik etkilerin incelenmesi amacıyla, uzun süreli diş hareketini simüle etmek için, son yıllarda geliştirilen ‘sayısal analizler yönteminin’ kullanılması

önerilmektedir. Ek olarak, sonlu elemanlar analizi çalışmalarında kullanılan sınır koşullarındaki ve materyal özelliklerindeki çeşitlilik dikkat çekicidir. İleride yapılacak çalışmalar, araştırmacıların sonuçlarını direk olarak karşılaştırabilmeleri için modelleme ve simülasyon standartlarını belirlemeye yönelik olmalıdır. Bununla birlikte tek bir bireye ait anatomik yapılar dikkate alınarak hazırlanan sonlu elemanlar modelinin kullanılması sonuçların genellenebilir olmasını zorlaştırmaktadır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Her üç modelde de mandibular dişlerde mezializasyon, maksiller dişlerde distalizasyon hareketi gözlenmiştir. Dişlerin kronlarında köklerine göre daha fazla yer değiştirme meydana gelmiştir.
- En fazla üst molar distalizasyonu Herbst apareyinde gözlenirken, en az distalizasyon Forsus apareyinde meydana gelmiştir.
- En fazla alt keser protrüzyonu PowerScope2 apareyinde gözlenirken, en az keser protrüzyonu Herbst apareyinde görülmüştür.
- En fazla iskeletsel etki Herbst apareyinde görülmüştür. En fazla dentoalveolar etki ise PowerScope2 apareyinde görülmüştür. Bu nedenle alt keser açısı artmış olan sınıf II vakalarda Forsus ve Herbst apareyleri, PowerScope2 apareyine göre daha çok tercih edilebilir.
- Von Mises gerilmeleri, kuvvetin öncelikli iletiildiği dişlerde daha yüksek değerlerde oluşmuştur. Bu dişler; Forsus apareyinde üst çenede birinci molar alt çenede kanin dişleri, PowerScope2 apareyinde üst çenede birinci molar ve ikinci premolar dişi, alt çenede kanin ve premolar dişleridir. Herbst apareyinde ise üst ve alt çenede premolar ve molar dişlerde, anterior dişlere göre daha fazla bulunmuştur.
- Üst molar dişlerde Forsus ve PowerScope2 apareylerinde Herbst apareyine göre daha fazla distopalatinal rotasyon hareketi gözlenmiştir.
- Alt kanin dişlerde PowerScope2 apareyinde Forsus apareyine göre daha fazla meziolingual rotasyon hareketi gözlenmiştir.
- Herbst apareyinde üst molar diş soketinin bukkal yüzeyinde Forsus ve PowerScope2 apareyelerine göre daha fazla basma gerilmeleri gözlenmiştir. Bu nedenle Herbst apareyi tasarımında, üst destek dişlerde bukkal yönde devrilmeyi engelleyecek önlemler alınmalıdır.

Limitasyonlarına rağmen çalışmamızda, yakın dönemde üretilmiş ve uygulama açısından daha kolay olan PowerScope2 apareyinin etkisinin diğer iki apareyle benzer olduğu ancak, üst çenede molar dişlerde istenmeyen bukkal tipping, rotasyon hareketi ve mandibular retrognatili hastalarda istenmeyen seviyede maksiller molar distalizasyonu

meydana gelebileceği görülmüştür. Bu olumsuzlukların önlenmesi amacıyla PowerScope2 apareyi uygulanacak hastalarda ek önlemler alınması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi; uzun süreli tedavilerle klinik sonuç alınabilen ortodontik apareylerin biyomekanik etkilerinin, simülasyonlar ile kısa bir zaman diliminde etkilerini değerlendirebilme olanağı sağlayan, gelişmiş bir modelleme ve analiz yöntemidir. Bu yöntemle tasarım aşamasındaki yeni apareylerin etkileri, hastaya uygulamadan önce dijital ortamda değerlendirilebilir. Birçok avantajına rağmen sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon yöntemi olduğu unutulmamalıdır ve bu konuda daha kapsamlı klinik çalışmalar tasarlanarak çalışmamızın sonuçlarının tartışılması literatür adına faydalı olacaktır.



7. KAYNAKLAR

1. **Adgüzel Ö.** Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi*. **2010**; 11: 18-23.
2. **Aslan BI, Kucukkaraca E, Turkoz C, Dincer M.** Treatment effects of the Forsus Fatigue Resistant Device used with miniscrew anchorage. *The Angle Orthodontist*. **2013**; 84(1): 76-87.
3. **McNamara Jr JA.** Components of Class II malocclusion in children 8–10 years of age. *The Angle Orthodontist*. **1981**; 51(3): 177-202.
4. **Baumrind S, Korn EL, Isaacson RJ, West EE, Molthen R.** Quantitative analysis of the orthodontic and orthopedic effects of maxillary traction. *American Journal of Orthodontics* **1983**; 84(5): 384-398.
5. **Ülgen M.** Ortodontik tedavi prensipleri. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; Ankara*. **2003**; 161-196.
6. **Ahlgren J, Laurin C.** Late results of activator-treatment: a cephalometric study. *British Journal of Orthodontics*. **1976**; 3(3): 181-187.
7. **Malmgren O, Ömblus J.** Treatment with an orthopaedic appliance system. *European Journal of Orthodontics*. **1985**; 7(3): 205-214.
8. **Vogt W.** The Forsus Fatigue Resistant Device. *Journal of Clinical Orthodontics*. **2006**; 40(6): 368.
9. **Blair ES.** A Cephalometric Roentgenographic Appraisal of the Skeletal Morphology of Class I, Class II, Div. 1, and Class II, Div. 2 (Angle) Malocclusions. *The Angle Orthodontist*. **1954**; 24(2): 106-119.
10. **Angle EH.** *Treatment of Malocclusion of the Teeth: Angle's System. Greatly Enl. and Entirely Rewritten, with Six Hundred and Forty-one Illustrations*: SS White dental manufacturing Company; **1907**.
11. **Steiner CC.** Cephalometrics for you and me. *American Journal of Orthodontics* **1953**; 39(10): 729-755.
12. **Grabner TM.** Removable orthodontic appliances. *Saunders*. **1977**: 229-246.
13. **Jarabak JR, Fizzell JA.** *Technique and treatment with light-wire edgewise applications*. Vol 1: Mosby; **1972**.
14. **Massler M, Frankel JM.** Prevalence of malocclusion in children aged 14 to 18 years. *American Journal of Orthodontics* **1951**; 37(10): 751-768.
15. **Weiland FJ, Bantleon H-P.** Treatment of Class II malocclusions with the Jasper Jumper appliance—a preliminary report. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. **1995**; 108(4): 341-350.
16. **Nanda RS, Dandajena TC, Nanda R.** Biomechanic strategies for nonextraction Class II malocclusions. *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*: Elsevier; **2005**: 177-193.
17. **Steigman S, Kawar M, Zilberman Y.** Prevalence and severity of malocclusion in Israeli Arab urban children 13 to 15 years of age. *American Journal of Orthodontics* **1983**; 84(4): 337-343.

18. **Celikoglu M, Akpınar S, Yavuz I.** The pattern of malocclusion in a sample of orthodontic patients from Turkey. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* **2010**; 15(5): 791-796.
19. **Sayın M, Türkkahraman H.** Malocclusion and crowding in an orthodontically referred Turkish population. *The Angle Orthodontist.* **2004**; 74(5): 635-639.
20. **Başçiftçi F, Demir A, Sarı Z, Uysal T.** Konya yöresi okul çocuklarında ortodontik maloklüzyonların prevalansının araştırılması: Epidemiyolojik çalışma. *Turkish Journal of Orthodontics.* **2002**; 15: 92-98.
21. **Bishara SE.** Class II malocclusions: Diagnostic and clinical considerations with and without treatment. Paper presented at: *Seminars in Orthodontics*, **2006**.
22. **Johannsdottir B, Thorarinsson F, Thordarson A, Magnusson TE.** Heritability of craniofacial characteristics between parents and offspring estimated from lateral cephalograms. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2005**; 127(2): 200-207.
23. **Nakasima A, Ichinose M, Nakata S, Takahama Y.** Hereditary factors in the craniofacial morphology of Angle's Class II and Class III malocclusions. *American Journal of Orthodontics* **1982**; 82(2): 150-156.
24. **Saunders SR, Popovich F, Thompson GW.** A family study of craniofacial dimensions in the Burlington Growth Centre sample. *American Journal of Orthodontics* **1980**; 78(4): 394-403.
25. **Smith RA.** The etiology of Angle class II division I malocclusion. *The Angle Orthodontist.* **1939**; 9(1): 15-19.
26. **Mossey PA.** The heritability of malocclusion: part 2. The influence of genetics in malocclusion. *British journal of orthodontics.* **1999**; 26(3): 195-203.
27. **Moyers RE.** *Handbook of orthodontics*: Year Book Medical Pub; **1988**.
28. **Ülgen M.** *Ortodonti: anomaliler, sefalometri, etoloji, büyüme ve gelişim, tanı*: Yeditepe Üniversitesi; **2000**.
29. **Muzy E, Chapman H.** *La Thérapeutique orthopédique fonctionnelle de la face: Préface de Harold Chapman. Avant-propos, traduction et commentaires par le Dr Etienne Cadenat*: J. Prêlat; **1952**.
30. **Sassouni V.** The Class II syndrome: Differential diagnosis and treatment. *The Angle Orthodontist.* **1970**; 40(4): 334-341.
31. **Saraçoğlu H.** Sınıf II bölüm I maloklüzyona sahip iki farklı yaş grubundaki bireylerin tedavisinde sabit çenelerarası yayların değerlendirilmesi, Doktora tezi. **2007**: 203-205.
32. **Angle E.** Regulating appliances. *Int Dent Journal.* **1889**(10): 323-326.
33. **Kingsley NW.** *A treatise on oral deformities as a branch of mechanical surgery*: D. Appleton; **1880**.
34. **Kloehn SJ.** Orthodontics-force or persuasion. *The Angle Orthodontist.* **1953**; 23(1): 56-65.
35. **Chen JY, Will LA, Niederman R.** Analysis of efficacy of functional appliances on mandibular growth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2002**; 122(5): 470-476.
36. **Graber TM, Rakosi T, Petrovic AG.** *Dentofacial orthopedics with functional appliances*: Mosby Incorporated; **1997**.

37. **Kuntay S.** Büyüme gelişimi devam eden iskeletsel Sınıf II bireylerde Forsus Fatigue Resistant Device apareyinin etkilerinin sefalometrik olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul. **2010**.
38. **Moss J.** Function-fact or fiction? *American Journal of Orthodontics* **1975**; 67(6): 625-646.
39. **Moss ML, Salentijn L.** The primary role of functional matrices in facial growth. *American Journal of Orthodontics* **1969**; 55(6): 566-577.
40. **King GJ, Keeling SD, Hocevar RA, Wheeler TT.** The timing of treatment for Class II malocclusions in children: a literature review. *The Angle Orthodontist.* **1990**; 60(2): 87-97.
41. **Tulloch JC, Phillips C, Proffit WR.** Benefit of early Class II treatment: progress report of a two-phase randomized clinical trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1998**; 113(1): 62-74.
42. **Von Bremen J, Pancherz H.** Efficiency of early and late Class II Division 1 treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2002**; 121(1): 31-37.
43. **Bass NM.** Orthopedic coordination of dentofacial development in skeletal Class II malocclusion in conjunction with edgewise therapy. Part I. *American Journal of Orthodontics* **1983**; 84(5): 361-383.
44. **Pancherz H, Bjerklin K, Lindskog-Stokland B, Hansen K.** Thirty-two-year follow-up study of Herbst therapy: a biometric dental cast analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2014**; 145(1): 15-27.
45. **Bishara SE.** Facial and dental changes in adolescents and their clinical implications. *The Angle Orthodontist.* **2000**; 70(6): 471-483.
46. **Fränkel R.** The treatment of Class II, Division 1 malocclusion with functional correctors. *American Journal of Orthodontics* **1969**; 55(3): 265-275.
47. **Hansen K, Pancherz H, Hägg U.** Long-term effects of the Herbst appliance in relation to the treatment growth period: A cephalometric study. *European Journal of Orthodontics.* **1991**; 13(6): 471-481.
48. **Baccetti T, Franchi L.** The Fourth Dimension in Dentofacial Orthopedics: Treatment Timing for Class II and Class III Malocclusions. *World Journal of Orthodontics.* **2001**; 2(2).
49. **Pancherz H, Hägg U.** Dentofacial orthopedics in relation to somatic maturation: An analysis of 70 consecutive cases treated with the Herbst appliance. *American Journal of Orthodontics* **1985**; 88(4): 273-287.
50. **Keeling SD, Wheeler TT, King GJ.** Anteroposterior skeletal and dental changes after early Class II treatment with bionators and headgear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1998**; 113(1): 40-50.
51. **Ghafari J, Shoferb F, Jacobsson-Hunta U, Markowitzc D, Lasterb L.** Headgear versus function regulator in the early treatment of Class II division 1 malocclusion: A randomized clinical trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1998**; 113(1): 51-61.
52. **Vig K.** One-or two-phase orthodontic treatment for Class II malocclusion does not change the occlusal outcome. *Journal of Evidence Based Dental Practice.* **2004**; 4(2): 142-143.
53. **Järvinen S.** Incisal overjet and traumatic injuries to upper permanent incisors: A retrospective study. *Acta Odontologica Scandinavica.* **1978**; 36(5-6): 359-362.

54. **Årtun J, Behbehani F, Al-Jame B, Kerosuo H.** Incisor trauma in an adolescent Arab population: prevalence, severity, and occlusal risk factors. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2005**; 128(3): 347-352.
55. **West EE.** Analysis of early Class II Division 1 treatment. *American Journal of Orthodontics* **1957**; 43(10): 769-777.
56. **Björk A.** The principle of the Andresen method of orthodontic treatment, a discussion based on cephalometric x-ray analysis of treated cases. *American Journal of Orthodontics* **1951**; 37(6): 437-458.
57. **Dugoni SA, Lee JS, Varela J, Dugoni AA.** Early mixed dentition treatment: postretention evaluation of stability and relapse. *The Angle Orthodontist.* **1995**; 65(5): 311-320.
58. **Wahl N.** Orthodontics in 3 millennia. Chapter 9: functional appliances to midcentury. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2006**; 129(6): 829-833.
59. **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. *The Angle Orthodontist.* **2011**; 81(4): 678-683.
60. **Upadhyay M.** Dentoskeletal and soft tissue treatment effects of two different methods for treating Class II malocclusions. **2010**.
61. **Bishara SE, Ziaja RR.** Functional appliances: A review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1989**; 95(3): 250-258.
62. **Pangrazio-Kulbersh V, Berger JL.** Treatment of identical twins with Frankel and Herbst appliances: A comparison of results. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1993**; 103(2): 131-137.
63. **Sahm G, Bartsch A, Witt E.** Micro-electronic monitoring of functional appliance wear. *European Journal of Orthodontics.* **1990**; 12(3): 297-301.
64. **McNamara Jr JA.** Rolf Fränkel, 1908-2001. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2002**; 121(2): 238-239.
65. **Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ.** *Orthodontics: Current Principles and Techniques: First SA Edn:* Elsevier India; **2017**.
66. **Stucki N, Ingervall B.** The use of the Jasper Jumper for the correction of Class II malocclusion in the young permanent dentition. *European Journal of Orthodontics.* **1998**; 20(3): 271-281.
67. **McNamara JA, Brudon WL.** *Orthodontic and orthopedic treatment in the mixed dentition:* Needham Press; **1993**.
68. **Nalbantgil D, Arun T, Sayinsu K, Işık F.** Skeletal, dental and soft-tissue changes induced by the Jasper Jumper appliance in late adolescence. *The Angle Orthodontist.* **2005**; 75(3): 426-436.
69. **Ritto AK, Ferreira AP.** Fixed functional appliances-a classification. *The Functional Orthodontist.* **2000**; 17(2): 12.
70. **McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG.** Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. **2001**: 285-318.
71. **Pancherz H, Ruf S.** *The Herbst appliance: Research-based clinical management:* Quintessence Publishing Company; **2008**.

72. **Ritto A.** Fixed functional appliances-trends for the next century. *The Functional Orthodontist*. **1999**; 16(2): 22-39.
73. **Günay EA.** Genç Erişkinlerde Uygulanan Forsus Apareyinin İskeletsel, Dişsel ve Yumuşak Dokular Üzerine Olan Etkilerinin Değerlendirilmesi. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul, **2009**.
74. **Papadopoulos MA.** *Orthodontic treatment of the Class II noncompliant patient: Current principles and techniques*: Elsevier Health Sciences; **2006**.
75. **Cleary J, Wyllie B.** Forsus fatigue resistant device: fatigue resistant by design. *Orthod Persp*. **2002**; 9(1): 13-14.
76. **Thomas M.** A chairside perspective of Forsus Class II correctors. *Orthodontic Perspectives*. **2009**; 16: 10-11.
77. **Karacay S, Akin E, Olmez H, Gurton AU, Sagdic D, et al.** Forsus nitinol flat spring and Jasper Jumper corrections of Class II division 1 malocclusions *The Angle Orthodontist*. **2006**; 76(4): 666-672.
78. **Moro A, Borges SW, Spada PP.** Twenty-year clinical experience with fixed functional appliances. *Dental Press Journal of Orthodontics*. **2018**; 23(2): 87-109.
79. **Dhiman I, Dhiman P.** Powerscope-Non-Compliance Class II Corrector-A Review. *International Journal of Current Research*. **2017**; 9(07): 54157-24162.
80. **Türker M, Yücetaş Ş.** *Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi*: Atlas Kitapçılık; **1997**.
81. **Graber TV, Vig K, Okeson J.** Orthodontic therapy and the patient with temporomandibular disorder. *Current Principles and Techniques, 4th ed edn Elsevier Mosby; St Louis*. **2005**: 331-344.
82. **Peterson LJ.** *Oral And Maxillofacial Surgery*. Lippincott-Raven; Philadelphia NY. **1997**.
83. **Gaudy JF ZA, Bavetti O, Charrier JL, Gustaff A.** Functional organization of human masseter muscle. *Surgical Radiol Anatom*. **2000**; 22(3-4): 181-190.
84. **Korfage J, Van Eijden T.** Regional differences in fibre type composition in the human temporalis muscle. *The Journal of Anatomy*. **1999**; 194(3): 355-362.
85. **Moller E.** Chewing apparatus, An Electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correction to facial morphology. *Acta Phys Scand*. **1966**; 69(280): 31-58.
86. **DuBrul EL.** *Sicher's Oral Anatomy*. St Louis: Mosby: 91. **1980**.
87. **Zwijnenburg A, Megens C, Naeije M.** Influence of choice of reference point on the condylar movement paths during mandibular movements. *Journal of Oral Rehabilitation*. **1996**; 23(12): 832-837.
88. **Okeson JP.** *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. **2020**.
89. **Wang M, Yan C, Yuan Y.** Is the superior belly of the lateral pterygoid primarily a stabilizer? An EMG study. *Journal of Oral Rehabilitation*. **2001**; 28(6): 507-510.
90. **Yamaguchi S, Rikimaru H, Yamaguchi K, Itoh M, Watanabe M, et al.** Overall activity of all masticatory muscles during lateral excursion. *Journal of Dental Research*. **2006**; 85(1): 69-73.
91. **Widmalm SE, Lillie J, Ash Jr M.** Anatomical and electromyographic studies of the digastric muscle. *Journal of Oral Rehabilitation*. **1988**; 15(1): 3-21.

92. **Asar NV.** İmplant destekli iki farklı sabit üst yapı tasarımının kemikte oluşturduğu stres dağılımının farklı kemik tiplerine göre değerlendirilmesi. Doktora tezi, Ankara, Gazi Üniversitesi. **2006.**
93. **Mow VC, Huiskes R.** *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology*: Lippincott Williams & Wilkins; **2005.**
94. **Ersoy EÇ.** CAD-CAM Yöntemiyle Posterior Bölgede Hazırlanan Tam Porselen Köprülerde Arayüz Bölgesi Tasarımlarının Kırılma Direncine Olan Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara. **2007.**
95. **Van Eijden T.** Biomechanics of the mandible. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine.* **2000**;11(1):123-136.
96. **McCabe J.** Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. *İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi.* **1999**(96):57.
97. **Gül EB.** Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara. **2009.**
98. **Kutz M.** *Mechanical engineers' handbook*: Wiley; **1998.**
99. **Marghitu DB.** *Mechanical engineer's handbook*: Elsevier; **2001.**
100. **Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS, et al.** A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2003**; 123(4): 441-450.
101. **İnan M.** Cisimlerin mukavemeti, Birsen Yayınevi; İstanbul. **1984.**
102. **Keskin C.** Farklı yöntemlerle kanin distalizasyonu biomekaniğinin üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Ana Bilim Dalı, İstanbul. **1996.**
103. **Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B.** The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2003**; 123(4): 367-373.
104. **Zaimoglu A, Can G, Ersoy E, Aksu L.** Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara. **1993**; 3-11.
105. **Tanaka E, Van Eijden T.** Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine.* **2003**; 14(2): 138-150.
106. **Misch CE.** Available bone and dental implant treatment plans. *Dental Implant Prosthetics-E-Book.* **2014**; 315.
107. **Seong WJ, Kim UK, Swift JQ, Hodges JS, Ko CC.** Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* **2009**; 101(5): 306-318.
108. **Hughes T.** The finite element method: Linear static and dynamic finite element analysis Prentice-Hall, Inc, *Enlewood cliffs, New Jersey.* **1987.**
109. **Moaveni S.** *Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e*: Pearson Education India; **2011.**
110. **Szwedowski TD, Whyne CM, Fialkov JA.** Toward characterization of craniofacial biomechanics. *Journal of Craniofacial Surgery.* **2010**; 21(1): 202-207.

111. **Korkmaz F.** Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara. **2008**.
112. **Mahler D, Peyton F.** Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *Journal of Dental Research.* **1955**; 34(6): 831-838.
113. **Kumar YM, Ravindran N, Balasubramaniam M.** Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. *The Angle Orthodontist.* **2009**; 79(2): 368-372.
114. **Ulusoy M, Aydın K.** *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler.* 2.Baskı, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, **2003**; 487-498.
115. **Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, et al.** Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* **1992**(274): 79-96.
116. **Kaya A, Eyüpoğlu TF, Önal B.** Direkt Kompozit Veneer Restorasyon Tekniğinin Biyomekanik Açından İncelenmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences.* **2004**; 10(1): 5-10.
117. **Shetty P, Hegde A, Rai K.** Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* **2010**; 34(3): 281-285.
118. **Pekediş M, Yıldız H.** Solution of 2D Cantilever Beams by Using The Element Free Galerkin Method with The Finite Element Method. *Sigma.* **2009**; 27: 26-38.
119. **Ledley RS, Huang HK.** Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of Dental Research.* **1968**; 47(3): 427-432.
120. **Farah J, Hood J, Craig R.** Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. *Journal of Dental Research.* **1975**; 54(1): 10-15.
121. **Davidian EJ.** Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *American Journal of Orthodontics.* **1971**; 59(6): 581-588.
122. **Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F.** A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of Oral Biology.* **1993**; 38(6): 491-496.
123. **Gümüş H.** Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi ile Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Ana Bilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara. **2007**.
124. **Toptan I, Ortan OY.** Lingual ve Labial Ortodontik Tedavide Çekim Boşluklarının Kapatılması Sırasında Oluşan Diş Hareketinin FEM Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Ana Bilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul. **2009**.
125. **Geng JP, Tan KB, Liu GR.** Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* **2001**; 85(6): 585-598.
126. **Geiger M, Schneider J, Sander FG.** Finite element calculation of bone remodeling in orthodontics by using forces and moments. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology.* **2003**; 3(02): 123-134.

127. **Richmond BG, Wright BW, Grosse I.** Finite element analysis in functional morphology. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists.* **2005**; 283(2): 259-274.
128. **Karamanlı EB, Kılıçoğlu H.** Yüz Maskesi, Çenelik ve Modifiye Jasper Jumper Aygıtlarının Kraniofasiyal Sistem Üzerine Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Ana Bilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul. **2013.**
129. 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
130. Robert McNeel & Associates. Rhinoceros. Version 4.0. USA, 2007.
131. VirtualGrid Inc. VRMesh Studio. Version 6.5. WA, USA, 2011.
132. ALGOR Inc. Algor Fempro. Version 21. USA, 2009.
133. Able Software Corp. 3D Doctor. Version 4.0, MA, USA, 2002.
134. **Gupta A, Kohli VS, Hazarey PV, Kharbanda OP, Gunjal A.** Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: A 3-dimensional finite element method study. Part 1. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2009**; 135(6): 737-748.
135. **Katada H, Katada H, Isshiki Y.** Changes in orthodontic cephalometric reference points on application of orthopedic force to jaw: Three-dimensional finite element analysis. *The Bulletin of Tokyo Dental College.* **2005**; 46(3): 59-65.
136. **Korioth TW, Hannam AG.** Mandibular forces during simulated tooth clenching. *Journal of Orofacial Pain.* **1994**; 8(2): 178-189.
137. **Stöckli PW, Willert HG.** Tissue reactions in the temporomandibular joint resulting from anterior displacement of the mandible in the monkey. *American Journal of Orthodontics* **1971**; 60(2): 142-155.
138. **Voudouris JC, Woodside DG, Altuna G, Angelopoulos G, Bourque PJ, et al.** Condyle-fossa modifications and muscle interactions during Herbst treatment, Part 2. Results and conclusions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2003**; 124(1): 13-29.
139. **Pancherz H.** Treatment of Class II malocclusions by jumping the bite with the Herbst appliance: A cephalometric investigation. *American Journal of Orthodontics.* **1979**; 76(4): 423-442.
140. **Bilgiç F, Başaran G, Hamamci O.** Comparison of Forsus FRD EZ and Andresen activator in the treatment of class II division 1 malocclusions. *Clinical Oral Investigations.* **2015**; 19(2): 445-451.
141. **Hanoun A, Al-Jewair TS, Tabbaa S, Allaymouni MA, Preston CB.** A comparison of the treatment effects of the Forsus Fatigue Resistance Device and the Twin Block appliance in patients with class II malocclusions. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry.* **2014**; 6: 57.
142. **Cozza P, Baccetti T, Franchi L, De Toffol L, McNamara Jr JA.** Mandibular changes produced by functional appliances in Class II malocclusion: A systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2006**; 129(5): 591-599.
143. **Al-Jewair TS, Preston CB, Moll E-M, Dischinger T.** A comparison of the MARA and the AdvanSync functional appliances in the treatment of Class II malocclusion. *The Angle Orthodontist.* **2012**; 82(5): 907-914.

144. **Khumanthem S, Kumar M, Ansari A, Jain A.** Correction of Class II using Powerscope Appliance—A case report. *Arch of Dent and Med Res.* **2016**; 2(3): 120-125.
145. **Arora V, Sharma R, Chowdhary S.** Comparative evaluation of treatment effects between two fixed functional appliances for correction of Class II malocclusion: A single-center, randomized controlled trial. *The Angle Orthodontist.* **2018**; 88(3): 259-266.
146. **Tancer E.** İskeletsel Sınıf II Hastaların Tedavisinde Kullanılan SUSII ve PowerScopeII Apareylerinin Dentofasiyal Etkilerinin Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Erzurum, **2019**.
147. **Agarwal L, Singh K, Tandon R.** Treatment of Class II Div 2 Malocclusion using PowerScope: A Case Report. *Orthodontic Journal of Nepal.* **2018**; 8(1): 63-67.
148. **Paulose J, Antony PJ, Sureshkumar B, George SM, Mathew MM, et al.** PowerScope a Class II corrector—A case report. *Contemporary clinical dentistry.* **2016**; 7(2): 221.
149. **Özlü T.** Alt Çene Gelişim Geriliğine Bağlı Geç Dönem İskeletsel Sınıf II Olgularında Forsus FRD ve Herbst IV Apareylerinin Etkilerinin Sefolometrik Olarak Karşılaştırılması. Doktora tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi, Trabzon. **2013**.
150. **Oztoprak MO, Nalbantgil D, Uyanlar A, Arun T.** A cephalometric comparative study of class II correction with Sabbagh Universal Spring (SUS²) and Forsus FRD appliances. *European journal of dentistry.* **2012**; 6(03): 302-310.
151. **Pancherz H.** The mechanism of Class II correction in Herbst appliance treatment: A cephalometric investigation. *American Journal of Orthodontics* **1982**; 82(2): 104-113.
152. **Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, et al.** Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2008**; 133(5): 640-645.
153. **Temani P, Jain P, Rathee P, Temani R.** Volumetric changes in pharyngeal airway in Class II division 1 patients treated with Forsus-fixed functional appliance: A three-dimensional cone-beam computed tomography study. *Contemporary clinical dentistry.* **2016**; 7(1): 31.
154. **Yildirim E, Karacay S, Erkan M.** Condylar response to functional therapy with Twin-Block as shown by cone-beam computed tomography. *The Angle Orthodontist.* **2014**; 84(6): 1018-1025.
155. **Kannan A, Sathyanarayana HP, Padmanabhan S.** Effect of functional appliances on the airway dimensions in patients with skeletal class II malocclusion: A systematic review. *Journal of Orthodontic Science.* **2017**; 6(2): 54.
156. **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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2008**; 133(4): 490-499.
157. **Song J, Zhao Z, Hu L, Jiang W, Fan Y, et al.** The influences upon the passive tensile of the masticatory muscles and ligaments by Herbst appliance under various bite reconstruction- A three dimensional finite element analysis. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology.* **2001**; 19(1): 43-45.
158. **Panigrahi P, Vineeth V.** Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. *The Angle Orthodontist.* **2009**; 79(4): 668-675.
159. **Chai Z, Li L, Song J, Deng F, Fan Y.** Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in mandible advanced with Forsus. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua kouqiang yixue zazhi= Chinese journal of stomatology.* **2009**; 44(5): 293-296.

160. **Jasper J, McNamara Jr JA.** The correction of interarch malocclusions using a fixed force module. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1995**; 108(6): 641-650.
161. **Küçükkeleş N, İlhan I, Orgun İA.** Treatment efficiency in skeletal Class II patients treated with the Jasper jumper: a cephalometric evaluation. *The Angle Orthodontist.* **2007**; 77(3): 449-456.
162. **Cope JB, Buschang PH, Cope DD, Parker J, Blackwood H.** Quantitative evaluation of craniofacial changes with Jasper Jumper therapy. *The Angle Orthodontist.* **1994**; 64(2): 113-122.
163. **VanLaecken R, Martin CA, Dischinger T, Razmus T, Ngan P.** Treatment effects of the edgewise Herbst appliance: A cephalometric and tomographic investigation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2006**; 130(5): 582-593.
164. **Weiland FJ, Droschl H.** Treatment of a Class II Division 1 malocclusion with the Jasper Jumper: A case report. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1996**; 109(1): 1-7.
165. **Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M.** Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: A study using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1989**; 95(3): 200-207.
166. **Yu HS, Baik HS, Sung SJ, Kim KD, Cho YS.** Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *European Journal of Orthodontics.* **2007**; 29(2): 118-125.
167. **Gautam P, Valiathan A, Adhikari R.** Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2009**; 135(6): 723-728.
168. **Tanne K, Tanaka E, Sakuda M.** Stress distribution in the temporomandibular joint produced by orthopedic chin cup forces applied in varying directions: A three-dimensional analytic approach with the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1996**; 110(5): 502-507.
169. **Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B.** The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research.* **2005**; 84(5): 428-433.
170. **Liou EJ, Pai BC, Lin JC.** Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2004**; 126(1): 42-47.
171. **Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr D.** Transalveolar screws and the incidence of dental damage: A prospective study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* **2004**; 33(5): 442-446.
172. **Pancherz H.** The Herbst appliance- its biologic effects and clinical use. *American Journal of Orthodontics* **1985**; 87(1): 1-20.
173. **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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1999**; 115(6): 607-618.
174. **Lai M, McNamara Jr JA.** An evaluation of two-phase treatment with the Herbst appliance and preadjusted edgewise therapy. Paper presented at: *Seminars in Orthodontics*, **1998**.
175. **Valant JR, Sinclair PM.** Treatment effects of the Herbst appliance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1989**; 95(2): 138-147.

176. **Windmiller EC.** The acrylic-splint Herbst appliance: a cephalometric evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1993**; 104(1): 73-84.
177. **Heinig N, Göz G.** Clinical Application and Effects of the Forsus™ Spring A Study of a New Herbst Hybrid. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie.* **2001**; 62(6): 436-450.
178. **Wieslander L.** Intensive treatment of severe Class II malocclusions with a headgear-Herbst appliance in the early mixed dentition. *American Journal of Orthodontics.* **1984**; 86(1): 1-13.
179. **Weiland FJ, Ingervall B, Bantleon H-P, Droschl H.** Initial effects of treatment of Class II malocclusion with the Herren activator, activator-headgear combination, and Jasper Jumper. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **1997**; 112(1): 19-27.
180. **Blackwood H.** Clinical management of the Jasper Jumper. *Journal of Clinical Orthodontics.* **1991**; 25(12): 755.
181. **Karacay S, Akin E, Olmez H, Gurton AU, Sagdic D.** Forsus nitinol flat spring and jasper jumper corrections of class II division 1 malocclusions. *The Angle Orthodontist.* **2006**; 76(4): 666-672.
182. **Chaudhry A, Sidhu MS, Chaudhary G, Grover S, Chaudhry N, et al.** Evaluation of stress changes in the mandible with a fixed functional appliance: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2015**; 147(2): 226-234.
183. **Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CA, Suh BI, Pashley DH.** Effects of prism orientation on tensile strength of enamel. *Journal of Adhesive Dentistry.* **2000**; 2(4): 251-257.
184. **Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM.** Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials.* **2004**; 20(4): 322-329.
185. **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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2015**; 148(3): 457-465.
186. **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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2013**; 143(2): 182-189.
187. **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. *The Angle Orthodontist.* **2012**; 82(5): 875-880.
188. **Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM.** Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2012**; 141(1): 71-80.
189. **Alrbata RH, Yu W, Kyung H-M.** Biomechanical effectiveness of cortical bone thickness on orthodontic microimplant stability: An evaluation based on the load share between cortical and cancellous bone. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **2014**; 146(2): 175-182.
190. **Dada DM, Galang-Boquiren MT, Viana G, Obrez A, Kusnoto B.** Treatment effects of Forsus fatigue resistant device on class II malocclusion cases: A cephalometric evaluation. *Journal of the World Federation of Orthodontists.* **2015**; 4(1): 14-17.

ÖZGEÇMİŞ

25 Mayıs 1992’de Hatay’da doğdu. İlkokul ve ortaokul eğitimini Fatih Sultan Mehmet İlköğretim Okulu’nda tamamladı. Lise eğitimini Necmi Asfuroğlu Anadolu Lisesi’nde 2009 tarihinde birincilik ile tamamladı. 2009 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ne başladı, 2014 yılında üçüncülük ile mezun oldu. 2015 yılında yapılan Diş Uzmanlık Sınavında kırkikinci olarak, 2016 yılında Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. Halen aynı kurumda eğitimine devam etmektedir.

