

**T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ
DOKTORA PROGRAMI**

**DERİN KAPANIŞLI OLGULARIN ÇEKİMLİ TEDAVİSİNDE
KANİN EKSEN EĞİMİNİN DÜZELTİLMESİ AMACIYLA İKİ
FARKLI TEL KALINLIĞINDA UYGULANAN BİR
MEKANİĞİN DİŞLERE UYGULADIĞI KUVVETİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**ELİF ARSLAN BAĞIŞ
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. TÖRÜN ÖZER**

Bu tez Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından DHF-18002 proje numarası ile desteklenmiştir.

AYDIN-2020

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
ÖZET.....	xiv
ABSTRACT.....	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ortodontik Diş Hareketi, Ortodontik Kuvvet.....	3
2.1.1. Diş Hareketi Teorileri.....	4
2.1.1.1. Piezoelektrik (Biyolojik, Biyoelektrik) Teori	4
2.1.1.2. Basınç Gerilim Teorisi.....	4
2.1.2. Ortodontik Diş Hareketi Tipleri.....	5
2.1.2.1. Devrilme.....	5
2.1.2.1.1. Kontrolsüz Devrilme.....	5
2.1.2.1.2. Kontrollü Devrilme	5
2.1.2.2. Paralel Hareket (Translasyon)	5
2.1.2.3. Tork.....	5
2.1.2.4. Rotasyon.....	6
2.1.2.5. Ekstrüzyon.....	6
2.1.2.6. İntrüzyon.....	6
2.2. Ortodontide Diş Çekimi.....	6
2.3. Derin Kapanış.....	7
2.3.1. Derin Kapanış Tedavisi.....	9
2.3.1.1. Derin Kapanışın Çekimli Tedavisi.....	10
2.4. Ortodontide Bazı Biyomekaniksel Kavramlar.....	11
2.5. Loop Bükümleri.....	13
2.5.1. Loop Bükümlerinde Moment Kuvvet Oranı	14

2.6. Gerilme Analiz Yöntemleri	15
2.6.1. Gerinim Ölçer ile Yapılan Kuvvet Analizi	16
2.6.2. Lazer Işın (Holografik İnterferometre) Gerilme Analiz Yöntemi	16
2.6.3. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	16
2.6.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi.....	17
2.6.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi.....	17
2.6.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	17
2.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	18
2.6.7.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi, Uygulanışı ve Terminolojisi.....	18
2.6.7.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Terimler.....	19
2.6.7.2.1. Gerilme.....	19
2.6.7.2.2. Gerinim	19
2.6.7.2.3. Elastisite-Viskoelastisite-Plastisite.....	20
2.6.7.2.4. Hooke Kanunu.....	20
2.6.7.2.5. Elastiklik Modülü (Young Modülü)	20
2.6.7.2.6. Poisson Oranı.....	21
2.6.7.2.7. İzotropi-Anizotropi-Ortotropi.....	22
2.6.7.2.8. Homojen Cisim.....	22
2.6.7.2.9. Eleman.....	22
2.6.7.2.10. Düğüm.....	23
2.6.7.2.11. Ağ Yapısı.....	24
2.6.7.2.12. Sınır Şartları.....	24
2.6.7.2.13. Asal Gerilmeler.....	24
2.6.7.2.14. Von Mises Gerilmesi	25
2.6.7.3. Sonlu Elemanlar Metodunun Uygulanması.....	26
2.6.7.3.1. Üç Boyutlu Modelleme ve Ağ Yapının Oluşturulması	26
2.6.7.3.2. Sınır Koşullarının Tanımlanması	27
2.6.7.3.3. Materyal Özelliklerinin Sisteme Entegrasyonu	27
2.6.7.3.4. Analizin Sonuçlandırılması ve Sonuçların Değerlendirilmesi	28
2.6.7.4. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları	29
2.6.7.5. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
3.1. Geometrik Modellerinin Oluşturulması	32

3.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması	38
3.3. Ağ Yapının Oluşturulması.....	39
3.4. Sınır Koşullarının Tanımlanması	41
4. BULGULAR.....	44
4.1. Birinci Modele (0,016x0,022 inç TMA Ark Teli) Ait Bulgular.....	45
4.1.1. Genel Yapıdaki von Mises Stres Dağılımları	45
4.1.2. Dişler Üzerindeki von Mises Stres Dağılımları	46
4.1.3. Dişler Üzerinde Maksimum Asal Stres Dağılımları (Gerilme).....	49
4.1.4. Dişler Üzerinde Minimum Asal Stres Dağılımları (Sıkışma)	50
4.1.5. Dişler Üzerinde Oluşan Bileşke Yer Değiştirme Değerleri.....	51
4.1.5.1. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler	52
4.1.5.2. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler	53
4.1.5.3. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler	54
4.1.6. Kortikal Kemikteki von Mises Stres Dağılımları	55
4.1.7. Kortikal Kemikteki Maksimum Asal Stres Dağılımları	57
4.1.8. Kortikal Kemikteki Minimum Asal Stres Dağılımları	58
4.1.9. Spongiyoz Kemikteki von Mises Stres Dağılımları	60
4.1.10. Spongiyoz Kemikteki Maksimum Asal Stres Dağılımları	61
4.1.11. Spongiyoz Kemikteki Minimum Asal Stres Dağılımları	63
4.1.12. Braketler ve Tel Üzerindeki von Mises Stres Dağılımları.....	64
4.1.13. Telde Oluşan Bileşke Yer Değiştirme Değerleri.....	67
4.1.13.1. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler	67
4.1.13.2. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler	68
4.1.13.3. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler.....	69
4.2. İkinci Modele (0,019x0,025 inç TMA Ark Teli) Ait Bulgular	70
4.2.1. Genel Yapıdaki von Mises Stres Dağılımları	70
4.2.2. Dişler Üzerindeki von Mises Stres Dağılımları	71
4.2.3. Dişler Üzerindeki Maksimum Asal Stres Dağılımları.....	74
4.2.4. Dişler Üzerindeki Minimum Asal Stres Dağılımları.....	75
4.2.5. Dişlerdeki Bileşke Yer Değiştirmeler.....	76
4.2.5.1. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler	77
4.2.5.2. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler	78
4.2.5.3. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler	79

4.2.6. Kortikal Kemikteki von Mises Stres Dağılımları	80
4.2.7. Kortikal Kemikteki Maksimum Asal Stres Dağılımları	82
4.2.8. Kortikal Kemikteki Minimum Asal Stres Dağılımları	83
4.2.9. Spongiyoz Kemikteki von Mises Stres Dağılımları	85
4.2.10. Spongiyoz Kemikteki Maksimum Asal Stres Dağılımları	86
4.2.11. Spongiyoz Kemikteki Minimum Asal Stres Dağılımları	88
4.2.12. Braketler ve Tel Üzerindeki von Mises Stres Dağılımları.....	89
4.2.13. Tele Ait Bileşke Yer Değiştirme Değerleri.....	92
4.2.13.1. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler	92
4.2.13.2. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler	93
4.2.13.3. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler	94
5. TARTIŞMA.....	96
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	96
5.2. Bulguların Tartışılması.....	108
5.2.1. Birinci Modelin Bulgularının Tartışılması.....	108
5.2.1.1. Birinci Modelde Tel ve Braketlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması	108
5.2.1.2. Birinci Modelde Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması.....	109
5.2.1.3. Birinci Modelde Kemik Yapıda Oluşan Değişikliklerin Tartışılması	111
5.2.2. İkinci Modelin Bulgularının Tartışılması.....	112
5.2.2.1. İkinci Modelde Tel ve Braketlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması.....	112
5.2.2.2. İkinci Modelde Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması.....	113
5.2.2.3. İkinci Modelde Kemik Yapıda Oluşan Değişikliklerin Tartışılması.....	115
5.2.3. Modellerin Bulgularının Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması	115
5.2.3.1. Tellerde Oluşan Değişikliklerin Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması	115
5.2.3.2. Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması ..	116
5.2.3.3. Kemik Yapıda Oluşan Değişikliklerin Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması	118
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	120
6.1. Sonuçlar	120
6.2. Öneriler.....	120
KAYNAKLAR.....	122
ÖZGEÇMİŞ.....	143

KISALTMALAR

PDL: Periodontal ligament

g: Gram

g-mm: Gram-milimetre

M/F: Moment/kuvvet

3D: Üç boyutlu

N: Newton

P: Paskal

mPa: Megapaskal

GPa: Gigapaskal

mm: milimetre

TMA: Titanyum Molybden Alloy

°: Derece

": İnç

KIBT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

mm²: Milimetrekare

N/mm²: Newton/ milimetrekare

GHz: Gigahertz

GB: Gigabayt

KvP: Kilovoltpeak

mA: Miliamper



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.	Kanın dişlere elastik kuvvet uygulanması sonucu oluşan kanın dişin distale aşırı devrilmesi ve 'roller coaster' etkisi	11
Şekil 2.	Dişe etkiyen kuvvetin oluşturduğu moment	12
Şekil 3.	4, 5, 6, 7 ve 8 düğüm içeren elemanların yapısı	23
Şekil 4.	Erişkin bir hastaya ait KIBT görüntüsü	33
Şekil 5.	"Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun ayrıştırılması ...	34
Şekil 6.	Üç boyutlu kemik dokusu modelinin elde edilmesi.....	35
Şekil 7.	Offset yöntemi ile spongioz kemik modelinin elde edilmesi.....	36
Şekil 8.	Dişlerin modellenmesi.....	37
Şekil 9.	Dişler, periodontal ligament ve mekaniğin modellenmesi.....	37
Şekil 10.	Kemik, dişler ve mekaniğin modellenmesi	38
Şekil 11.	Ağ yapılarının oluşturulması.....	41
Şekil 12.	Mandibulanın sabitleme noktaları.....	42
Şekil 13.	Model üzerinde karşılıklı kuvvet uygulama noktalarının görüntüsü.....	42
Şekil 14.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu genel yapıdaki von Mises stres dağılımları (Değer aralığı 5 birim)	46
Şekil 15a.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değerleri (Değer aralığı 10 birim)	47
Şekil 15b.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değeri (Aralığı 5 birime daraltılmış skala)	48
Şekil 15c.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değeri (Aralığı 2,5 birime daraltılmış skala)	49
Şekil 16.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki maksimum asal stres dağılımları	50
Şekil 17.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki minimum asal stres dağılımları	51
Şekil 18.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki yer değiştirmelerin genel görünümü	52
Şekil 19.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin transversal yöndeki yer değiştirme değerleri	53

Şekil 20.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri	54
Şekil 21.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri	55
Şekil 22a.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait stres dağılımları (Oklüzal görünüm)	56
Şekil 22b.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait stres dağılımları (Bukkal görünüm)	56
Şekil 23a.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal stres değerleri (Oklüzal görünüm)	57
Şekil 23b.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal stres değerleri (Bukkal görünüm)	58
Şekil 24a.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait sıkışma değerleri (Oklüzal görünüm)	59
Şekil 24b.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait sıkışma değerleri (Bukkal görünüm)	59
Şekil 25a.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait von Mises stres dağılımları (Oklüzal görünüm)	60
Şekil 25b.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait von Mises stres dağılımları (Bukkal görünüm)	61
Şekil 26a.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait gerilme değerleri (Oklüzal görünüm)	62
Şekil 26b.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait gerilme değerleri (Bukkal görünüm)	62
Şekil 27a.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait sıkışma değerleri (Oklüzal görünüm)	63
Şekil 27b.	0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait sıkışma değerleri (Bukkal görünüm)	64
Şekil 28.	0,016x0,022 inç TMA telin analizine ait tel üzerindeki stres dağılımlarının genel görünümü (Değer aralığı 25 birim)	65
Şekil 29a.	0,016x0,022 inç TMA telin analizine ait braket çevresinde dişler üzerindeki en yüksek stres değerleri (Değer aralığı 10 birim)	66

Şekil 29b.	0,016x0,022 inç TMA telin analizine ait braket çevresinde dişler üzerindeki en yüksek stres değerleri (Bukkal görünüm)	66
Şekil 30.	0,016x0,022 inç TMA telin bileşke yer değiştirme genel görünümü	67
Şekil 31.	0,016x0,022 inç TMA telin transversal ekseninde yer değiştirme değerleri...	68
Şekil 32.	0,016x0,022 inç TMA telin sagittal ekseninde yer değiştirme değerleri.....	69
Şekil 33.	0,016x0,022 inç TMA telin vertikal ekseninde yer değiştirme değerleri.....	70
Şekil 34.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu genel yapıdaki stres dağılımları	71
Şekil 35a.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değerleri (Değer aralığı 10 birim)	72
Şekil 35b.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değerleri (Aralığı 5 birime daraltılmış skala)	73
Şekil 35c.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değeri (Aralığı 2,5 birime daraltılmış skala)	74
Şekil 36.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki maksimum asal stres dağılımları	75
Şekil 37.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki minimum asal stres dağılımları	76
Şekil 38.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki bileşke yer değiştirmelerin genel görünümü	77
Şekil 39.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin transversal yöndeki yer değiştirme değerleri	78
Şekil 40.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri	79
Şekil 41.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri	80
Şekil 42a.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait stres dağılımları (Oklüzal görünüm)	81
Şekil 42b.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait stres dağılımları (Bukkal görünüm)	81
Şekil 43a.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait gerilme değerleri (Oklüzal görünüm)	82
Şekil 43b.	0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait gerilme değerleri (Bukkal görünüm)	83

Şekil 44a. 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait sıkışma değerleri (Oklüzal görünüm)	84
Şekil 44b. 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait sıkışma değerleri (Bukkal görünüm)	84
Şekil 45a. 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait stres dağılımları (Oklüzal görünüm)	85
Şekil 45b. 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait stres dağılımları (Bukkal görünüm)	86
Şekil 46a. 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait gerilme değerleri (Oklüzal görünüm)	87
Şekil 46b. 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait gerilme değerleri (Bukkal görünüm)	87
Şekil 47a. 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait sıkışma değerleri (Oklüzal görünüm)	88
Şekil 47b. 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait sıkışma değerleri (Bukkal görünüm)	89
Şekil 48. 0,019x0,025 inç TMA telin analizine ait tel üzerindeki stres dağılımlarının genel görünümü	90
Şekil 49a. 0,019x0,025 inç TMA telin analizine ait braket çevresinde dişler üzerindeki en yüksek stres değerleri	91
Şekil 49b. 0,019x0,025 inç TMA telin analizine ait braket çevresinde dişler üzerindeki en yüksek stres değerleri (Bukkal görünüm)	91
Şekil 50. 0,019x0,025 inç TMA telin yer değiştirme genel görünümü.....	92
Şekil 51. 0,019x0,025 inç TMA telin transversal ekseninde yer değiştirme değerleri ...	93
Şekil 52. 0,019x0,025 inç TMA telin sagittal ekseninde yer değiştirme değerleri.....	94
Şekil 53. 0,019x0,025 inç TMA telin vertikal ekseninde yer değiştirme değerleri.....	95

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyallere ait Young modülleri ve Poisson oranları...	39
Tablo 2. Çalışmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları.....	40



ÖZET

DERİN KAPANIŞLI OLGULARIN ÇEKİMLİ TEDAVİSİNDE KANİN EKSEN EĞİMİNİN DÜZELTİLMESİ AMACIYLA İKİ FARKLI TEL KALINLIĞINDA UYGULANAN BİR MEKANİĞİN DIŞLARA UYGULADIĞI KUVVETİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

**Arslan Bağış E. Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Ortodonti Doktora Programı, Doktora Tezi, Aydın, 2020**

Derin kapanış, ortodontik olarak kesicilerin intrüzyonu ve/veya proklinasyonu, bukkal segmentlerin ekstrüzyonu veya pasif erüpsiyonuyla ya da bunların kombinasyonu ile tedavi edilebilir. Ortodontik tedavilerde kullanılan sabit mekaniklerin uyguladıkları kuvvetler bazı durumlarda beklenen sonuçları vermemekte ve istenmeyen diş hareketleri oluşabilmektedir. Uygulanan mekaniğin dişin hangi bölgelerine ne şekilde kuvvetler uyguladığının bilinmesi, istenmeyen etkilerin önüne geçerek tedavi sonuçlarının öngörülebilmesini ve planlanan tedavi sonuçlarına en kısa zamanda ulaşarak etkin tedavi yapılabilmesini sağlayabilecektir.

Bu çalışmanın amacı, derin kapanışlı olgularda mandibular 1. küçük azı diş çekimiyle planlanan ortodontik tedavilerde kanin diş eksen eğimini değiştirmek için uygulanan farklı kalınlıklardaki ‘L loop’ mekaniğin kuvvet ilk uygulandığı anda çevre diş ve dokularda oluşturduğu etkileri değerlendirmektir. Bu amaçla 0,016x0,022 inç TMA ark teli (1. model) ve 0,019x0,025 inç TMA ark telinden (2. model) 2 farklı L loop mekaniği 3D olarak bilgisayarda oluşturularak 100 g kuvvet uygulanmış ve mekaniğin diş ve çevre dokulardaki etkileri, sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre; her iki modelde tellerdeki gerilmelerin yoğunlaştıkları bölgeler aynıdır ancak değerler farklı ölçülmüştür. 1. modelde kanin diş ve 2. küçük azı braketlerindeki gerilme değerleri 2. modele kıyasla daha yüksektir. 2. modelde de 1. büyük azı ve 2. büyük azı braketlerindeki gerilme değerleri, 1. modele kıyasla daha yüksek ölçülmüştür. 2. modelde loopun 2. küçük azı diş tarafındaki vertikal köşesinde az miktarda gözlenen bukkale ve distale yer değiştirme, 1. modelde gözlenmemektedir. Her iki modelde de meydana gelen gerilmelerin kanin ve 1. küçük azı dişlerde (kaninde en fazla olmak üzere) 1. ve 2. büyük azı dişlere kıyasla çok daha fazla olduğu görülmektedir. Transversal yönde ikinci modelde 2. küçük

azı bukkal tüberkülü hariç tüm tüberküllerde yerdeğiştirme daha fazladır. 2. modelde sagittal yönde kanin tüberkül tepesi hariç tüm tüberküllerde yerdeğiştirme daha fazladır. Vertikal yönde 1. modelde kanin tüberkül tepesi, 1. küçük azı dişin bukkal ve lingual tüberkülleri ve 1. büyük azı dişin meziobukkal, meziolingual ve bukkal tüberküllerinde vertikal yerdeğiştirme 2. modele göre daha fazladır.

Bu tez çalışmasında derin kapanışlı olgularda mandibular 1. küçük azı diş çekimiyle planlanan ortodontik tedavilerde kanin diş eksen eğimini değiştirmek için uygulanan farklı kalınlıklardaki ‘L loop’ mekaniğin kuvvet ilk uygulandığı anda diş ve çevre dokularda oluşturduğu etkiler sonlu elemanlar analizi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental stres analizi, Dişleri hareketlendirme teknikleri, Ortodontik teller



ABSTRACT

EVALUATION OF THE FORCE THAT IS APPLIED TO THE TEETH BY A LOOP IN TWO DIFFERENT WIRE THICKNESSES IN DEEP BITE TREATMENT WITH EXTRACTION BY FINITE ELEMENT ANALYSIS

Arslan Bağış E. Aydın Adnan Menderes University Health Sciences Institute of Orthodontics Program, PhD Program, PhD Thesis, Aydın, 2020

Deepbite can be treated orthodontically by intrusion and/or proclination of incisors, extrusion or passive eruption of the buccal segments, or a combination thereof. The forces applied by the fixed mechanics used in orthodontic treatments do not give the estimated results in some situations and unwanted tooth movements may occur. Knowing how the applied mechanics exerts force on which parts of the tooth will prevent unwanted effects and ensure that the treatment results can be predicted, and effective treatment can be achieved by reaching the planned treatment results as soon as possible.

The aim of this study was to evaluate the effects of "L loop" mechanics of different thicknesses applied to change the canine tooth axis inclination in orthodontic treatments planned with mandibular 1st premolar tooth extraction in deepbite cases.

For this purpose, 2 different L loop mechanics from 0,016x0,022 inch TMA archwire (1 st model) and 0,019x0,025 inch TMA arc wire (2 nd model) are created in computer in 3D, and 100 g force was applied and the effects of mechanics on tooth and surrounding tissues were evaluated by finite element analysis.

According to the results of this study; In both models, the increased stresses areas on the wires were the same, but different values were measured. In the 1st model, the maximum principle stress values in the canine and the 2nd premolar brackets are higher than in the 2nd model. The maximum principle stress values in the first molar and molar brackets in the 2nd model were measured higher compared to the 1st model. In the second model, the buccal and distal displacement, which were observed in a small amount in the vertical corner of the 2nd molar tooth on the side of the loop, was not observed in the 1st model. It was observed that the stresses occurring in both models are much more in canine and 1st premolar teeth (most in canine teeth) compared to 1st and 2nd molars. In the second model in the transversal direction, displacement is higher in all tubercles except for the 2nd premolar buccal tubercle. In model 2,

the displacement of the tubercles is higher in sagittal direction except for canine tubercle. In model 1, vertical displacement of canine tubercle, buccal and lingual tubercles of the 1st premolar tooth, and the mesiobuccal, mesiolingual and buccal tubercles of the 1st molar tooth were more in vertical direction than the 2nd model.

In this thesis, the effects of 'L loop' mechanics of different thicknesses applied to change the canine tooth axis slope in orthodontic treatments planned with mandibular 1st premolar tooth extraction in deepbite cases were evaluated using finite element analysis.

Keywords: Dental stress analysis, Tooth movement techniques, Orthodontic wires





1. GİRİŞ

Derin kapanış, maksiller kesici dişlerin mandibular kesicilerin serviko insizal boyutunu %30-%40'tan fazla örtmesi olarak tanımlanmıştır (Moorrees ve ark, 1969). Derin kapanışlı olgularda Spee eğrisi derindir, keserlerin dik pozisyonundan dolayı interinsizal açıda artış gözlenir (Rübendüz ve Esenlik, 2002). Derin kapanışın ortodontik tedavisinde, tedavi süresince ideal kapanış elde edilmesine ve hatta ileri derecede düzeltim yapılmasına rağmen, büyük oranda relaps gözlenmektedir (Simons ve Joondeph, 1973, Little 1990, Canut ve Arias, 1999). Derin kapanış tedavisinde relapsı arttıran en önemli faktörlerden biri de interinsizal açının büyüklüğüdür. Maksiller ve mandibular kesici dişlerin dik konumları, interinsizal açının fazla olmasına yol açmakta ve derin kapanışın relapsına neden olmaktadır (Riedel, 1960). Benzer şekilde Ludwig (1967), yaptığı çalışmada derin kapanış ve interinsizal açı arasında pozitif korelasyon bulmuştur. Tedavi sonunda interinsizal açının, normal açının değerinden azaltılmamış olması relapsa neden olan bir faktördür (Huang ve ark, 2012).

Derin kapanış, ortodontik olarak kesicilerin intrüzyonu ve/veya proklinasyonu, bukkal segmentlerin ekstrüzyonu veya pasif erüpsiyonuyla ya da bunların kombinasyonu ile tedavi edilebilir (Burstone 1977). Keser görünümü ve dişeti görünümü yeterli, normal veya artmış mandibular düzlem açısına sahip yetişkinler için en uygun derin kapanış tedavisinin mandibular kesici dişlerin intrüzyonu olduğu bildirilmiştir (Kale ve ark, 2013).

Ortodontik tedavilerde kullanılan sabit mekaniklerin uyguladıkları kuvvetler bazı durumlarda beklenen sonuçları vermemekte ve istenmeyen diş hareketleri oluşabilmektedir (Huang ve ark, 2012). Uygulanan mekaniğin dişin hangi bölgelerine ne şekilde kuvvetler uyguladığının bilinmesi, istenmeyen etkilerin önüne geçerek tedavi sonuçlarının öngörülebilmesini ve planlanan tedavi sonuçlarına en kısa zamanda ulaşarak etkin tedavi yapılabilmesini sağlayabilecektir.

Derin kapanışlı olgularda ankraj değeri yüksek olan alt kanin dişin eksen eğimi, kesici dişlerin eksen eğimini etkileyeceğinden; keserlerle birlikte kanin dişin eksen eğimi ideale getirilmediği sürece nüks görülebilir. Bu nüksü engellemek amacıyla kanin dişin eksen eğiminin düzeltilmesi için tedavi başında uygulanacak bir mekaniğin hangi tel kalınlığında oluşturulacağı, uygulanacak kuvvet ve etkileri açısından önem taşımaktadır.

Kuvvet analiz yöntemleri, bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini veya cismin bu harekete nasıl bir cevap vereceğini belirtmekte kullanılabilmektedir. Diş hekimliğinde kuvvet analizleri, tedavi

sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin, ve bunların yoğunlaştığı bölgelerin, diş ve çene yapılarında meydana gelebilecek deformasyonların belirlenmesi amacıyla yapılmaktadır (Miyakawa ve ark, 1985; Moaveni 1999; Soykan ve ark, 2013).

Diş hekimliğinde kullanılan pek çok analiz yöntemi mevcuttur (Ulusoy ve Aydın, 2005). Sonlu elemanlar analizi, mühendislik alanında çeşitli problemlerin çözülmesi için geliştirilen bir sayısal modelleme ve simülasyon metodudur (Moaveni 1999). Bu yöntem, diş hekimliğinin farklı alanlarında kuvvet analizi için başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (Lanza ve ark 2005, Boshcian ve ark, 2006; Uddanwadiker 2007). Sonlu elemanlar analizi çeşitli kuvvetlerin diş ve çevre dokularda yarattığı etkilerin öngörüsünde kullanılmaktadır (Chen ve ark, 2005). Aynı klinik şartlarda, farklı tip ortodontik tedavi mekaniklerinin tasarlanmasında ve etkilerinin karşılaştırılmasında sonlu elemanlar analizi yöntemi sıklıkla başvurulmuş bir yöntemdir (Gürgel ve ark, 2011; Chacko ve ark, 2018; Haris ve ark, 2018). Sonlu elemanlar analizi, düzensiz şekilde ve farklı materyallerden oluşan yapılara da uygulanabilmekte ve bu yapılarda kuvvet uygulama sonucu oluşan elastik ve plastik deformasyonlar, bağlanma dayanıklılıkları, çekme, sıkışma, makaslama gerilmeleri ve yer değiştirmeleri lokalizasyon ve miktar belirtilerek değerlendirilebilmektedir (Yurdukoru ve Eskitaşçıoğlu, 1988; Geng ve ark, 2001; Sonugelen ve Artunç, 2002; Güler ve ark, 2012). İn-vivo değerlendirilmesi oldukça zor olan insan dokuları ve biyomateryalle ait biyomekanik özellikler ve gerilmeler, sonlu elemanlar yöntemi ile daha etkin şekilde analiz edilebilmektedir (Farah ve ark, 1973; Wakabayashi ve ark, 2008).

Çalışmamızın amacı derin kapanışlı olgularda mandibular 1. küçük azı diş çekimiyle planlanan ortodontik tedavilerde kanin diş eksen eğimini değiştirmek için uygulanan farklı kalınlıklardaki ‘L loop’ mekaniğin kuvvet ilk uygulandığı anda diş ve çevre dokularda oluşturduğu gerilim ve sıkışma bölgelerinin bilgisayar ortamında üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Diş Hareketi, Ortodontik Kuvvet

Bir dişe belirli bir süre boyunca, yeterli şiddette kuvvet uygulanmasıyla alveol kemik soketinde meydana gelen remodelling sonucunda elde edilen harekete ortodontik diş hareketi adı verilir. Ortodontik diş hareketini başlatan temel uyaran, ortodontik kuvvettir. Ortodontik apareyler tarafından diş kronuna uygulanan bu kuvvetler, köke doğru iletilerek dişi çevreleyen periodontal dokulara ulaşır ve burada alveol soketin remodelingini başlatır (Proffit ve ark, 2007).

Remodelling, kemikte oluşan rezorpsiyon ve apozisyonlar sonucu gerçekleşen internal döngü ve adaptasyon sürecidir. Dişin üzerine gelen kuvvete karşı oluşan biyomekanik yanıt, entegre bir modeling ve remodeling olayları dizisini içerir (Graber ve ark, 2011).

Ortodontik tedaviler sırasında diş ve çevre dokularda geri dönüşümsüz kök, periodontal ligament ve alveoler kemik hasarına yol açmadan, diş hareketinin planlanan şekilde ve yönde oluşmasını sağlayabilen kuvvetler, optimal ortodontik kuvvet olarak tanımlanmıştır (Ren ve ark, 2003; Krishnan ve Davidovitch, 2006; Proffit ve ark, 2007).

Ortodontik kuvvetler sonucu oluşan remodellinge periodontal ligament aracılık eder. Bu bağlamda diş hareketi periodontal ligament içerisinde gerçekleşmektedir (Proffit ve ark, 2007). Periodontal ligament, kökü tamamen saran ve dişin kemiğe tutunmasını sağlayan hücreli bağ dokusu elemanıdır. Periodontal ligament kalınlığı, yaşa, dişin sürme aşamasına ve bulunduğu bölgeye göre 0,1-0,25 mm arasında değişir. Periodontal ligamentte kemik yapımında görevli odontoblastlar ve kemik yıkımı hücreleri olan odontoklastların yanı sıra, fibroblastlar, sementoblastlar, makrofajlar, nötrofiller, monositler, mast hücreleri ve farklılaşmamış mezenkim hücreleri bulunur (Carranza ve Bernard, 2002).

Ortodontik diş hareketi, periodontal ligament sıkışma ve gerilme bölgelerinde kemik yüzeylerinde gerçekleşen rezorpsiyon ve apozisyon olayları sonucu gerçekleşir (Toms ve ark, 2002a). Ortodontik kuvvet sonucunda diş, kemikte bir dirençle karşılaşana dek PDL kalınlığı kadar hareket eder. Kemikteki bu direnç sonucu o bölgede kan akımı durur. Komşu bölgelerden oraya doğru hareket eden farklılaşmamış mezenkim hücreleri osteoklastlara dönüşür ve sıkışma bölgesindeki kemiğin rezorpsiyonuna sebep olur. Sonrasında, gerilim bölgesinde osteoblast aktivasyonu başlar ve PDL normal genişliğine ulaşana kadar bir kemik apozisyonu oluşur. Böylece uygulanan ortodontik kuvvetin sonucu olarak remodelingle birlikte dişin

hareketi sağlanmış olur (Roberts, 2011).

2.1.1. Diş Hareketi Teorileri

2.1.1.1. Piezoelektrik (Biyolojik, Biyoelektrik) Teori

Piezoelektrik teoriye göre dişe uygulanan ortodontik kuvvet, ilgili bölgedeki tüm dokulara iletilir ve esnek özellikteki alveoler kemikte bir esneme ya da bükülme oluşturur. Kemikte yoğunlaşan kuvvet sonucu oluşan elektrik potansiyeline piezoelektrik akımı adı verilir. Kemiğin esneme ve bükülme bölgelerinde oluşan bu elektrik akımları ve elektromanyetik alanlar, hücre membranındaki reseptörleri ve/veya hücre membranı geçirgenliğini etkileyerek kemik yıkımı ve yapımı gibi biyolojik hücresel olayları başlatır (Proffit ve ark, 2007).

2.1.1.2. Basınç-Gerilim Teorisi

Basınç-gerilim teorisi, diş hareketlerini kimyasal haberci moleküller (prostoglandinler, sitokinler vs.) tarafından oluşturulan hücresel farklılaşmalara ve periodontal ligament boşluğundaki damarlarda oluşan değişikliklere bağlar. Uygulanan kuvvet sonucu periodontal ligamentteki basınç bağlı damar çaplarında oluşan değişiklikler, bölgedeki kan akımını etkiler ve hücresel olayları başlatır. Buna bağlı olarak periodontal ligamentte sıkışma bölgelerinde rezorpsiyon, gerilme bölgelerinde ise apozisyon gerçekleşir. Sıkışma alanlarında kan akımı azalır hatta durur, gerilme alanlarında ise artar. Kan akımındaki bu değişiklikler sonucu bir takım kimyasal değişiklikler meydana gelir. Bu kimyasal değişiklikler de hücre farklılaşmasını ve aktivitesini stimüle eder. nc hücreler, PDL sıkışma bölgelerinde rezorpsiyonu başlatmak için osteoklastlara, gerilme bölgelerinde ve basınç altındaki rezorpsiyon bölgelerinde apozisyonu başlatmak için osteoblastlara farklılaşır (Proffit et al 2007).

2.1.2. Ortodontik Diş Hareketleri Tipleri

2.1.2.1. Devrilme

2.1.2.1.1. Kontrolsüz Devrilme

Kontrolsüz devrilme, diş üzerinde gerçekleştirilebilecek en kolay hareket şeklidir. Kontrolsüz devrilmede diş, tek bir kuvvetin etkisi ile direnç merkezinin apikalinde yer alan dönme merkezi etrafında basit bir dönme hareketi yapar (Tosun, 1999; Proffit ve ark, 2007).

2.1.2.1.2. Kontrollü Devrilme

Kontrollü devrilmede direnç merkezi apikaldedir. Böylece diş, devrilme hareketini kendi direnç merkezi etrafında değil, kuvvetin uygulandığı bölgeden apekse kadar olan mesafe yarıçap kabul edilerek oluştuğu farzedilen çember çevresinde yapar (Tosun, 1999).

2.1.2.2. Paralel Hareket (Translasyon)

Kuvvet, direnç merkezinin koronalinden uygulandığında ya da başka bir ifadeyle köke uygulanan kuvvet çiftine bağlı oluşan momentlerin birbirini dengelemesi durumunda kök apeksinin ve diş kronunun aynı yönde, aynı hızda ve aynı miktarda ilerlediği hareket tipidir. Paralel harekette diş üzerindeki herhangi bir doğru, sabit bir referansa göre açı değiştirmez (Isaacson ve Rebellato, 1995; Tosun, 1999; Ülgen, 2005, Proffit ve ark, 2007).

2.1.2.3. Tork

Ortodontik tedaviyle sağlanan kök hareketi, tork olarak adlandırılmaktadır. Tork hareketinde uygulanan kuvvetler dişte bir tür rotasyon sağlar (Kuhlberg ve Nanda, 2005). Ancak tork hareketinde dişin rotasyon merkezi krondadır ve uygulanan kuvvetler sonucu labio-lingual yönde kök hareketi, tersi yönde de bir miktar kron hareketi elde edilir (Ülgen, 2005).

2.1.2.4. Rotasyon

Bir diş üzerindeki herhangi bir doğrunun sabit bir referansa göre açısı değiştirerek yaptığı harekettir. Saf rotasyon hareketi, dişin kendi direnç merkezi çevresinde dönmesiyle elde edilir ve bunu elde etmek için kuvvet çifti uygulanması gereklidir (Tosun, 1999; Ülgen 2005). Dolayısıyla teorik olarak dişin uzun aksı etrafında rotasyon hareketi oluşturmak için gereken kuvvetler diğer diş hareketlerini oluşturmak için gerekenden çok daha fazladır çünkü rotasyon hareketinde kuvvetin belirli bir alanda değil tüm PDL boyunca etkimesi istenmektedir (Proffit ve ark, 2007)

2.1.2.5. Ekstrüzyon

Ortodontik ekstrüzyon, teorik olarak periodontal ligamentte sıkışma bölgesi oluşturmadan, sadece gerilme meydana getirerek sağlanan harekettir. Ekstrüzyonda alveolar kemiğin dişle birlikte hareketi istendiğinden, saf gerilme içeren ekstrüzyon hareketinde şiddetli kuvvetler kullanılmamalıdır (Proffit ve ark, 2007).

2.1.2.6. İntrüzyon

Dişin çene kemiğine alveol ile birlikte gömüldüğü harekete verilen addır. İntrüzyon hareketi, ortodontide en zor elde edilen hareketlerden biridir. İntrüzyonda kuvvetin apekte küçük bir bölgede lokalize olmasından dolayı hafif kuvvetlerin uygulanması gerekmektedir (Proffit ve ark, 2007).

2.2. Ortodontide Diş Çekimi

Ortodontik amaçlı diş çekiminin gerekliliği, uzun yıllardan beri tartışma konusu olmaya devam etmektedir (Kouvelis ve ark, 2018). Ark boyutundaki yetersizliği çözmek için dişlerin distalizasyonu her zaman mümkün değildir ve bazen çekim yapılması gerekir. Çekilecek dişlerin seçiminde göz önünde bulundurulması gereken faktörler dişlerde anomali varlığı, aşırı kron harabiyeti, ileri periodontal hastalık, pulpal ve periapikal patoloji, kısa kök uzunluğu ve

kemik kaybıdır. Çekim kararı verilirken bu faktörler tedavi hedefleri ışığında dikkate alınmalı; hipoplastik, geniş restorasyona sahip, çürük, şekil-boyut anomalisi bulunan ya da seviyelenmede güçlük çıkarabilecek dişlerin çekimi, sağlıklı dişlere tercih edilmelidir (Al-Ani ve Mageet, 2018). Dişlerdeki mesiodistal boyut uyumsuzlukları da tedavi sonunda overjetle artış ya da azalmaya ve orta hat asimetrisine yol açabileceğinden dolayı çekimi düşünülen dişlerin boyutları dikkatlice değerlendirilmelidir (Burstone ve Marcotte, 2000; Ülgen, 2005)

Bu amaçla ilk tercih arktaki pozisyonundan ve sürme zamanından dolayı genellikle 1. küçük azı diş olmaktadır. Ayrıca 1. küçük azı diş, şekil ve boyut olarak 2. küçük azı dişle benzerlik gösterdiğinden estetik açıdan da kanin dişi, 2. küçük azı diş ve 1. büyük azı diş ile uygun kontak sağlanabilmektedir (Travess ve ark, 2004; Al-Ani ve Mageet, 2018).

Bir arkta çekimi düşünülen diş çapraşıklık olan bölgeye ne kadar yakınsa arka segmentlerin anteroposterior ankraj kontrolü o kadar başarılı olur. Genel olarak, molar dişler hareket ettirilmeyecekse veya hafifçe mezialize edilecekse 1. küçük azı dişler, molar dişlerin konumunun korunması gerektiğinde 2. küçük azı dişler çekilir. Aynı ilke dikey boyutta da geçerlidir; intrüzyon gerekiyorsa 1. küçük azı dişlerin çekilmesi tercih edilir; böylelikle ankraj ünitesi 2. küçük azı, 1. ve 2. büyük azı dişlerden oluşur, 2. küçük azı çekildiğinde sadece iki diş (1. ve 2. büyük azı dişler) kullanılabilir (Burstone ve Marcotte, 2000; Travess ve ark, 2004).

2.3. Derin Kapanış

Overbite, alt ve üst kesici dişlerin birbirini örtmesine verilen isimdir ve genellikle alt kesici diş kronunun örtülme yüzdesiyle ifade edilir (Nanda ve Kuhlberg, 2005). Derin kapanış ise maksiller kesici dişlerin, mandibular kesicileri % 30 ila % 40'tan fazla örtmesi olarak tanımlanmıştır (Moorrees ve ark, 1969). Derin kapanışlı olgularda üst ve alt 1. büyük azı ve küçük azı dişler meziale doğru eğimlidir ve aralarındaki açı artmıştır. Spee eğrisi derindir, keserlerin dik pozisyonundan dolayı interinsizal açıda da artış gözlenir (Rübendüz ve Esenlik, 2002; Uribe ve Nanda, 2003; Bhateja ve ark, 2016).

Mandibular arkta Spee eğrisi ilk olarak Ferdinand Graf von Spee tarafından tanımlanmıştır (Kumari ve ark, 2016). Spee eğrisi, aşınmış dişlere sahip kafatasları incelenerek elde edilmiştir ve kondilin ön kenarına, 2. büyük azı dişin oklüzal yüzeyine ve mandibular kesici dişlerin insizal kenarlarına teğet olan silindir üzerinde, midorbital düzlemde bulunan ve yarıçapı 6,5 ila 7,0 cm arasında uzanan bir oklüzyon çizgisini tanımlamaktadır (Spee, 1980). Bununla birlikte, klinik olarak bakıldığında Spee eğrisini mandibular arkdaki arka grup dişlerin

distal marjinal sırtları ve alt orta kesici dişlerin insizal kenarları oluşturur. Farklı derinliklerdeki Spee eğrisinin varlığı oklüzal düzenlemede sık rastlanan bir bulgudur ve Andrews'e göre oklüzyonun bir anahtarıdır (Andrews, 1972). Günümüzde ortodontide klinik olarak Spee eğrisi sagittal düzlemde bakıldığında büyük azı dişlerin bukkal tüberkül uçlarından ön kesici dişlerin insizal kenarlarına doğru teğet uzanan mandibular oklüzal eğriyi ifade eder (Marshall ve ark, 2008).

Ortodontik olmayan modellerin Spee eğrileri, genellikle düz veya hafif eğimlidir. Spee eğrisi zamanla doğal olarak derinleşir, çünkü mandibulanın aşağı ve ileri doğru büyümesi maksillaya göre daha hızlıdır ve maksilladan daha uzun sürer; bu da alt ön dişlerin maksilla tarafından sınırlandırılmasına neden olur. Alt anterior dişlerin üst anterior dişlerin palatinaline çarpması sonucu da geç dönem çapraşıklık oluşur. Dolayısıyla bu büyüme şekli alt ön dişlerde çapraşıklık, kapanışta derinleşme ve/veya daha derin bir Spee kavsiyle sonuçlanmaktadır. Oklüzyon düzlemi ne kadar düz ya da düze yakınsa interküspidasyon o kadar iyi olur.

Oklüzal düzlem, ortodontik tedavi sonrası tekrar derinleşme eğilimi gösterir. Bu nedenle Spee eğrisini tamamen düzleştirmek ya da ters Spee eğrisi elde edene kadar tedaviyi sürdürmek relapsı engellemektedir (Andrews, 1972). Bu nedenle genellikle Spee eğrisinin düzeltilmesi durumunda eğrinin derinliğiyle orantılı olarak oluşan yer ihtiyacı hesaplanarak tedavi yapılır. Kapanışın açılması gereken vakalarda Spee eğrisinin düzleştirilmesi istenmektedir ve bu da uygulanacak mekaniğin belirlenmesini sağlar. Literatürde basamaklı ve açısal olmak üzere iki tip Spee eğrisinden söz edilmektedir.

Basamaklı spee eğrisi, küçük azılar ile kaninler veya kaninler ile kesiciler arasında basamak şeklinde bir seviye farkının bulunduğu Spee eğrisine verilen isimdir. Basamaklı Spee eğrisinde dişlerin uzun eksenleri birbirine paralel seyreder. Derin kapanış, ön grup dişlerin uzaması sonucu ortaya çıkmıştır. Bu tip Spee eğrisinde uzun eksenlerin paralelliklerinden dolayı ark üzerinde yer ihtiyacı bulunmamaktadır.

Açısal spee eğrisi, büyük azı ve kesici dişlerin uzun eksenlerinin apikalde birbirinden uzaklaşacak şekilde kemiğe yerleştiği Spee eğrisi tipidir. Açısal spee eğrisinin düzeltilmesi için ark üzerinde yer ihtiyacı vardır ve bu yer, diş çekimi ya da molar distalizasyonu ve/veya kesici protrüzyonu ile sağlanabilir (Tosun,1999).

2.3.1. Derin Kapanış Tedavisi

Derin kapanışın tedavisinde bükümlü ark tellerinden, braketlerde tip kullanımından, 2. büyük azı dişlerin bantlanması, köşeli tellerin tork etkisinden, köşeli tellerde spee eğrisini düzleştirilmesinden ve intermaksiller elastiklerin kullanılmasından yararlanılmaktadır (McLaughlin ve ark, 2001).

Derin kapanış tedavisinde nüksü engellemek için pekiştirme safhasında dikkat edilmesi gereken bazı koşullar ve alınması gereken önlemler bulunmaktadır. Bu önlemler şu şekilde sıralanabilir:

- Tedavi öncesindeki derin kapanışın baş başa kapanış elde edilinceye kadar düzeltilmesi
- Alt ve üst kesici dişlerin torklarının düzeltilerek interinsizal açının ideal değerine hatta ideal değerinden daha altına getirilmesi (Ülgen, 2005).
- Kron angulasyonlarının ideal değerine getirilmesi.

Tüm kronların uzun eksenlerinin gingival kısmı, insizal kısmından daha distalde bulunur. Kron angulasyon değeri derece olarak, artı veya eksi olarak ifade edilir. Kron angulasyonunun derecesi, kronun uzun eksenini ile labial veya bukkal yüzeyinden oklüzal düzleme indirilen dikme arasındaki açıdır. Kron uzun ekseninin gingival kısmı insizal kısmının distalinde yer aldığı anda artı, mezialinde yer aldığı anda ise eksi değerle ifade edilir. Normal modellerde her diş kronu, sabit bir açı değerinde distal eğime sahiptir. Bu eğimin açısı her dişte farklılık gösterir, ancak her hastada bir dişin tip değeri aynıdır (Andrews, 1972).

Maksiller ve mandibular kesici dişler arasındaki açı, overbite miktarını etkileyen diğer bir faktördür. Dolayısıyla dişlerin proklinasyonu ile overbite azalırken retroklinasyonu ile overbite artar (Ghafari ve ark, 2013).

Derin kapanış tedavisindeki yaklaşımlar şu şekildedir:

- Üst ve/veya alt keserlerin intrüzyonu
- Üst ve/veya alt keserlerin protrüzyonu
- Molarların ekstrüzyonu
- Ortodonti ve ortognatik cerrahi kombinasyonu (Burstone, 1977).

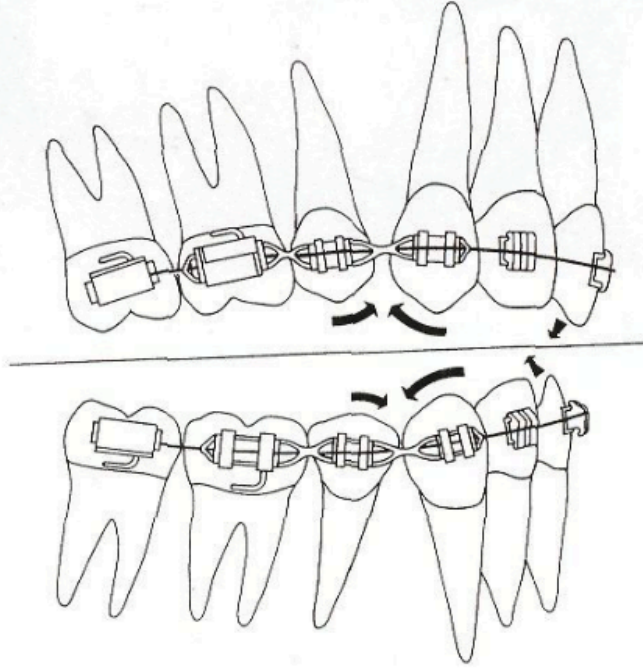
2.3.1.1. Derin Kapanışın Çekimli Tedavisi

Derin kapanışın çekimsiz tedavi edildiği vakalar için tanımlanan mekanik tedavi prosedürlerinin çoğu, çekimli tedaviler için de geçerlidir.

Çekim boşluğunun kapatılmasının, ark seviyeleme ve kapanışın kontrolünden önce yapılması, derin kapanışın daha da derinleşmesine yol açar. Bu nedenle öncelikle arkın seviyelenmesi sağlanmalı, dik yön kontrolü tam olarak elde edildikten sonra sagittal yöndeki boşluklar kapatılmalıdır. Aksi taktirde ark telinde defleksiyon oluşacaktır.

Derin kapanış vakalarında çekim kararı, alt kesici dişlerin protrüze olduğu vakalarda ve/veya anterior çapraşıklık varlığında verilebilir. Protrüzyonla birlikte çapraşıklığın olduğu vakalarda anterior segment tümüyle retrakte edilebilir ancak çapraşıklık da söz konusu ise ilk önce kanin retraksiyonu gerçekleştirilir, sonrasında çapraşıklık çözülür ve keser retraksiyonu gerçekleştirilir. Tek başına kanin retraksiyonu gerçekleştirilecekse kaninin distale eğilme yapmamasına dikkat edilmelidir, aksi taktirde keserler daha fazla ekstrüze olur ve kapanış derinleşir.

Ortodontik tedavilerde seviyeleme aşamasında (ince ark tellerinde iken) kaninlerin istenmeyen mezial ve distal tippingini engellemek için 'laceback' kullanılabilir. Bu evrede kaninlerin istenmeyen şekilde distale devrilmesine yol açabileceğinden elastik kuvvetlerden kaçınılmalıdır. Kaninin bu istenmeyen distale devrilmesi, posteriorda kapanışta açılmaya yol açarak tedavi sürecini olumsuz etkiler. Buna 'roller coaster' etkisi denir (McLaughlin ve ark, 2001).



Şekil 1: Kanin dişlere elastik kuvvet uygulanması sonucu oluşan kanin dişin distale aşırı devrilmesi ve 'roller coaster' etkisi (McLaughlin ve ark, 2001).

Kanin kronunun normal olarak hafif bir anterior inklinasyon gösterdiği kabul edilmiştir (Andrews, 1972). Ancak bazı vakalarda kanin dişin kronu dik konumdadır ya da distale eğimlidir, bu durumda overbite kontrolünü sağlamak daha zor olmaktadır. Bu tip vakalarda kapanışın daha da derinleşmemesi için kanin dişlerin kökleri distale alınarak ideal kanin açısı sağlandıktan sonra kesici dişlerin braketlenmesi, dik yönün kontrolünü sağlamada yardımcı olmaktadır (McLaughlin ve ark, 2001).

2.4. Ortodontide Bazı Biyomekaniksel Kavramlar

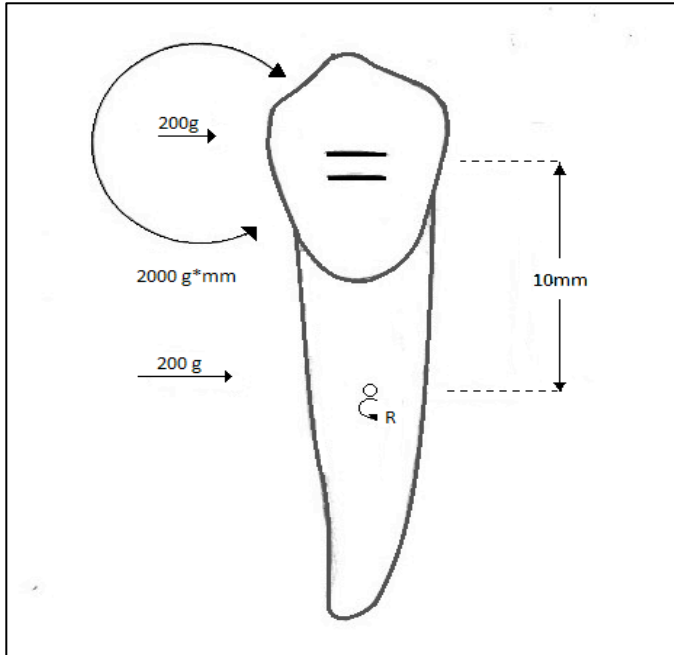
Ortodontik tedavinin temelinde, biyomekanik kavramların klinik uygulamaları yer almaktadır. Mekanik, kuvvetlerin cisim üzerindeki etkisini tanımlayan disiplindir; biyomekanik ise biyolojik sistemlerle ilgili olarak mekanik biliminden yararlanır.

Kuvvet, uzayda bir cismi farklı bir konuma hareket ettiren ya da cismin şeklini değiştiren dış etkiye verilen isimdir. Kuvvet, belirli bir doğrultuya, yöne, süreye, şiddete ve uygulama noktasına sahip vektörel bir büyüklüktür (Tosun, 1999; Kuhlberg ve Nanda, 2005). Kuvvet

birimi Uluslararası Birimler Sisteminde "Newton"(N)'dur, kuvvet miktarı ise genellikle "gram" (g) şeklinde ifade edilmektedir.

Direnç merkezi, bir cismin herhangi bir rotasyona uğramadan doğrusal hareketini sağlayan kuvvetin etki doğrusu üzerinde dişin uzun aksını kestiği nokta olarak tanımlanmaktadır (Tosun, 1999; Kuhlberg ve Nanda, 2005). Boşluktaki bir cisim için direnç merkezi, ağırlık merkezi ile aynıdır. Ancak periodontal destek dokular içinde bulunan bir diş, sınırlayan dokularla birlikte değerlendirileceğinden direnç merkezi de bu destek dokuların varlığında belirlenir. Bir dişin direnç merkezi kök uzunluğu ve morfolojisine, kök sayısına ve alveoler kemik desteği seviyesine bağlıdır. Bir dişin direnç merkezinin tam konumunun belirlenmesi zordur. Ancak çalışmalar, normal alveoler kemik seviyesine sahip tek köklü dişler için direnç merkezinin, mine sement birleşiminden kök apeksine kadar olan mesafenin yaklaşık dörtte biri ile üçte biri arasında olduğunu göstermiştir (Tanne ve ark, 1987; Tanne ve ark, 1988; Tanne ve ark, 1991; Kuhlberg ve Nanda, 2005).

Moment, kuvvetin büyüklüğü ile kuvvetin uygulama noktasından direnç merkezine indirilen dik çizgi arasındaki mesafenin çarpımı elde edilerek bulunur. Birimi g-mm dir. Etki doğrultusu direnç merkezinden geçmeyen her kuvvet, bir momente yol açar. Böyle bir kuvvet, oluşturduğu devrilme hareketinin yanısıra direnç merkezi etrafında bir rotasyon hareketi de oluşturur (Isaacson ve Rebellato, 1995; Burstone, 2011).



Şekil 2: Dişe etkiyen kuvvetin oluşturduğu moment (Burstone, 2011)

Bir dişin direnç merkezine doğrudan etkiyen bir kuvvet, dişte translasyon hareketi sağlar. Bir kuvvet çifti (moment) ve brakete etki eden bir kuvvet de aynı etkiyi yaratmaktadır. Momentin büyüklüğü, braketin direnç merkezine olan uzaklığıyla kuvvetin çarpımına eşittir. Dönme merkezi, bir cismin hareketi esnasında rotasyonun gerçekleştiğı noktadır. Bir cisme bir kuvvet ve kuvvet çifti uygulanırsa, dönme merkezi kontrol edilebilir ve hareket istenen şekilde yönlendirilebilir (Burstone, 2011).

Moment-kuvvet oranı: Farklı tipte diş hareketleri oluşturmak için, uygulanan moment ile krondaki kuvvet arasındaki oranın değıştirilmesi gerekmektedir. M/F oranı değıştikçe, dönme merkezi değışir. Devrilme hareketi, paralel hareket ve kök hareketi, uygun M/F oranıyla oluşturulabilen farklı diş hareketi türleridir. Bu nedenle tedavide kullanılması düşünülen mekanikte istenen moment ve gücü üretebilen aktif bir eleman bulunmalıdır. M/F oranı, cihazın reaktif elemanında eşit derecede önemlidir. Çekimli bir vakada arka segmentlerin ankrajını korumak amacıyla kökleri ileriye doğru, kronları da geriye doğru hareket ettirme eğiliminde olan bir moment elde edip arka segmente etki eden mesial kuvvetlerle bir araya getirildiğı durumlarda PDL'de daha homojen bir stres dağılımı elde edilir. Posterior segmentte daha düzenli bir stres dağılımı, ileri doğru yer değıştirmeyi en aza indirir. Tip back bükümü, ankrajı arttırmak için bu tip bir momentin arka segmente eklendiğı bir örnektir. Kısacası, M/F oranı, ortodontik mekaniğin hem aktif hem de reaktif birimler üzerindeki kontrolünü belirler; özellikle, dişin dönme merkezini veya bir grup dişi kontrol eder (Isaacson ve Rebellato, 1995; Burstone, 2011).

2.5. Loop Bükümleri

Ortodontide, düz teller genellikle looplu ark telleri bükmek için kullanılır. Bazen belirli diş hareketlerini kolaylaştırmak için ortodontik ark tellerine çeşitli bükümler veya looplar yerleştirilir. Loop bükümlerinde amaç telin boyunun uzatılması ve elastikiyetin arttırılmasıyla M/F oranını değıştirmektir (Tosun 1999).

2.5.1. Loop Bükümlerinde Moment Kuvvet Oranı

Loop kullanımı ile tellerin boyunu, dolayısıyla elastikiyetlerini arttırmak yoluyla dişlere fizyolojik sınırlarda ve daha geniş bir çalışma aralığı içinde kuvvet uygulamak mümkün olabilmektedir. Bu nedenle looplar aktif boşluk kapatma mekaniği olarak güvenle kullanılmaktadır. Boşluk kapatma sırasında amaç, çekim boşluğun her iki yanında bulunan diş grubunu dişlerin eksen eğimlerini koruyarak temasa getirmektir. Bu nedenle boşluk kapatma sırasında hareket istenen diş ya da diş gruplarında kuvvet kontrolünü sağlayabilmek ve ankrajı korumak için, kullanılacak tel çapı, materyali ile loop şekilleri önem taşımaktadır.

Kök uzunluğunun 12 mm, braket yuvasından alveol tepesine olan mesafenin 5 mm olduğu normal alveolar kemik yapısına sahip dişler üzerinde yapılan çalışmalarda kontrollü devrilme hareketi elde edebilmek için M/F oranının yaklaşık 7/1, translyasyon hareketi için yaklaşık 10/1, kök hareketi elde etmek içinse 12/1 civarında olması gerektiği görülmüştür (Manhartsberger ve ark, 1989; Tosun, 1999).

Dikey loopların aktivasyonunu takiben dişte önce bir devrilme hareketi gözlenmektedir. Bu aşamada loopun yeniden aktivasyonu öncesinde yeterince beklendiğinde kök hareketi de oluşarak eksen eğiminde düzelme meydana gelmektedir. Loopun aşırı ve sık aktivasyonu kontrolsüz devrilmeyi dolayısıyla eksen eğimlerinin düzeltilmesi için geçen süreyi de artırmaktadır. Klinik olarak maksimum aktivasyonda M/F oranı kontrollü devrilme hareketi için gerekli olan 7/1 değerine ulaşabilen ve aktivasyon azaldıkça M/F oranı kademeli olarak yükselen yani yük/esneme oranı düşük ve geniş çalışma aralığına sahip olan looplar tercih edilmektedir. Bu amaçla ince tel kullanmak yerine kalınlığını arttırmak ve TMA gibi yük/esneme oranı düşük ve bükümü kolay tel materyalleri tercih edilmektedir.

Bir loopa tel eklemenin amacı, kuvvet-esneme oranını azaltmak ve dişeti tarafına eklendiği takdirde is M/F oranını arttırmaktır. Bu amaçlara uygunluğu açısından boşluk kapatma mekaniklerinde en çok tercih edilen loop şekillerinden biri TMA tellerden yapılan T looplardır. T loopların dişeti kısmında depolanan tel miktarının fazla olması sayesinde dikey looplara kıyasla yüksek aktivasyonda bile daha fazla M/F oranına ulaşabilmektedir. Dolayısıyla T looplarda rotasyon merkezinin yeri değiştirilerek istenen hareket şekli dişlere kolayca uygulanabilmektedir (Burstone, 1976; Tosun 1999).

Loopların kullanımında oluşabilecek birtakım dezavantajlar bulunmaktadır. Bunlar diş üzerinde hareket kontrolünün yeterince sağlanamaması, ağızda oluşturdukları temizlik problemleri ve yumuşak doku yaralanmalarıdır. Tel boyunun uzatılması ile telin elastikiyeti artarak elde edilmek istenen diş hareketinin sağlanması kolaylaşmaktadır fakat diş hareketinin

üç boyutta kontrolü de zorlaşmaktadır. Ancak loopların köşeli tellerden bükülmesi sonucunda braket oluğundaki hareket miktarı daha az olduğundan diş hareketinin kontrolü daha iyi sağlanabilmektedir (Tosun 1999; Chakravarthy ve Kumar, 2014).

Boşluk kapatılması amacıyla kullanıldığında loopun anterior-posterior doğrultuda yerleştirildiği bölge kuvveti etkileyen önemli bir faktördür. Eğer loop, çekim boşluğunda braketler arası mesafenin tam ortasına yerleştirilirse, eşit ve zıt momentler üretilir (Burstone, 1982). Loop distale yerleştirildiği takdirde arka dişlerde daha büyük bir tip back momenti oluşacak, ayrıca ön bölgede intrüziv kuvvetler meydana gelecektir. Loopun distale yerleştirilmesi arka dişlerin mezial hareketinin istenmediği maksimum ankraj vakalarında uygulanabilir. Loopun meziale yerleştirilmesi ise ön dişlere etkiyen momenti arttırır ve bukkal segmentlerin öne getirilmesinde faydalı olabilir (Tosun, 1999).

2.6. Gerilme Analiz Yöntemleri

Uygulanan kuvvetlere bağlı olarak bir yapı içerisinde oluşabilecek gerilmelerin incelenmesine gerilme analizi denir. Gerilme analizi verilerin analitik, sayısal ve deneysel olarak çeşitli şekillerde değerlendirilmeleriyle yapılabilir. Analitik yöntemlerde, matematik formülleri kullanılarak denklemlerin çözülmesiyle sonuca ulaşılır. Deneysel analizler, bir yapı üzerinde kuvvet ölçümlerinin doğrudan yapıldığı yöntemlerdir (Güngör ve ark, 2005). Gerilme analizleri, bir cisim ya da doku üzerine etkiyen kuvvetlerin yoğunlaşma bölgelerini görmek ve kuvvet uygulama sırasında ilgili cismin veya dokuların daha dayanıklı olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden belirleyebilmek için yapılır (Sonugelen ve Artunç, 2002).

Diş hekimliğinde biyomekanik çalışmalar, karmaşık yapısal özellikteki dental yapıların, oral dokuların, kullanılan dental materyallerin ve fizyolojik kuvvetlerin fonksiyon sırasındaki fiziksel ve mekaniksel özelliklerini ve sonuçları inceleyebilmek amacıyla in-vitro olarak gerilme analiz yöntemleriyle yapılmaktadır (Borchers ve Reichart, 1983; Park ve ark, 2017). Diş hekimliğinde kullanılan bazı kuvvet analiz yöntemleri aşağıdaki gibidir (Ulusoy ve Aydın, 2005):

- Gerinim ölçerle yapılan (strain gauge) analiz yöntemi
- Holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışıklı kuvvet analiz yöntemi)
- Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi

- Kırılğan vernikle kaplama yöntemi
- Termografik stres analiz yöntemi
- Radyoteleometri
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

2.6.1. Gerinim Ölçer ile Yapılan Gerilme Analizi

Gerinim ölçer, çeşitli yüklerin etkisindeki yapılarda oluşan doğrusal şekil ve boyut değişikliklerinin saptanmasında kullanılan mekanik aygıta verilen isimdir. Çalışma prensibine göre mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrikli ve elektronik tipleri bulunmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

2.6.2. Lazer Işınlı (Holografik İnterferometre) Gerilme Analiz Yöntemi

Lazer sistemi ile bir yapının üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesi ile yüzey deformasyonlarının nanometre boyutunda hassas bir şekilde tespit edilebildiği optik bir yöntemdir (Ulusoy ve Aydın, 2005). Bu yöntemde interferometre denilen bir alet kullanılarak lazer kaynağından çıkan ışın demetleri sayesinde, yapının hareket ettirilmesiyle ortaya çıkan holografik görüntünün izdüşümleri değerlendirilir ve model üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarları uzaktan ölçülür (Burstone, 1980; Korkmaz, 1998).

2.6.3. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Fotoelastik gerilme yöntemi, çeşitli yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimlerin, ışık taslakları haline dönüştürülerek gözle görülebilir hale getirilmesi esasına dayanmaktadır. Bu yöntemde araştırılacak yapının fotoelastik materyalden üç boyutlu modeli hazırlanarak kuvvet uygulanır. Prizmadan geçirilen polarize edilmiş ışık hüzmesi, kuvvet uygulanan fotoelastik materyali, materyalin iç bölgelerindeki ve yüzeyindeki gerilimin yoğunluğuna göre farklı hızlarda kateder. Bu fark, kesitler halinde polariskop yardımı ile gözlenebilmektedir (Mahler ve Peyton, 1955; Ulusoy ve Aydın, 2005; Maia ve ark, 2011).

1930’larda Zak tarafından tanıtılan bu yöntemde (Zak, 1935) kuvvet çizgilerinin yoğunluğu, uygulanan kuvvetin şiddetini göstermektedir. Geniş yüzeyli çizgiler, kuvvetin geniş bir sahaya dağıldığını ifade ederken ince ve sık çizgiler bölgesel gerilimdeki yoğunlaşmayı gösterir (Ulusoy ve Aydın, 2005).

Diş hekimliğinde çeşitli çalışmalarda protetik ya da restoratif materyallerin özelliklerinin değerlendirilmesinde, ortodontide ise kuvvet uygulanan yapıların çevresinde oluşan gerilim farklılıklarını incelemek amacıyla kullanılmıştır (Caputo ve ark, 1974).

2.6.4. Kırılma Vernikle Kaplama Yöntemi

İncelenecek yapı üzerine kaplanan verniğin bölgesel kırılma farkına bağlı olarak kuvvet dağılımını analiz eden yöntemdir. Analizi yapılacak model üzerine homojen bir şekilde vernik püskürtülürerek ısı ile sertleştirilir ve model üzerine kuvvet uygulanır. Verniğin gerilme direncini aşan gerilmeler sonucu uygulanan kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde kuvvet hatları doğrultusunda sık çatlaklar oluşur (Ulusoy ve Aydın, 2005).

2.6.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Termografik stres analiz yöntemi, homojen izotropik bir cisme düzenli kuvvet uygulandığında cismin belli bir noktasındaki asal gerilimlerin toplamı ile ısıda oluşan periyodik değişikliklerin doğru orantılı olması prensibine dayanmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

2.6.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bir güç kaynağı, verici, alıcı, incelenecek yapıya yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt cihazından oluşan sistem, gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıklarının radyotelemetrideki frekansı değiştirmesiyle verilerin elde edilmesi prensibiyle çalışmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

2.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

2.6.7.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi, Uygulanışı ve Terminolojisi

Sonlu elemanlar analizi, mühendislikte karmaşık yapılara kuvvet uygulandığında yapıların davranışlarını ve gerilimleri belirlemek ve bu yapıları test etmek amacıyla geliştirilmiş bir analiz yöntemidir. Yapıyı oluşturan bileşenlerin sonlu sayıda parçaya indirgenerek çözümlenmesi ve incelenmesi esasına dayanır (Moaveni, 1999).

Sonlu elemanlar analizinde çözümü istenen karmaşık cisme ait problemin sayısal formülasyonundaki zorluklardan dolayı hesaplanması daha kolay küçük geometrik birimlere (üçgen, dörtgen, dörtgenler prizması, piramit vs.) bölünerek çözümleme yapılmaktadır (Geng ve ark, 2001). Sayısal modeli oluşturan bu geometrik birimlere eleman adı verilir. Her bir elemana uygulanan basınç, termal etkiler, kuvvetler ve benzeri diğer etkiler sonucunda oluşan stres ve gerilimler, bir dizi sayısal işlemle hesaplanarak tüm modelin çözümlemesi yapılmış olur. Problem bir eleman üzerinde çözümlendiğinde modelin tümüne sayısal olarak uyarlanarak sistemin tamamı için de çözümlenmiş olur (Moaveni, 1999; Wakabayashi ve ark, 2008).

Sonlu elemanlar analizi, düzensiz şekilde ve farklı materyallerden oluşan yapılara da uygulanabilmekte, bu yapılarda kuvvet uygulama sonucu oluşan elastik ve plastik deformasyonlar, bağlanma dayanıklılıkları, çekme, sıkışma, makaslama gerilmeleri ve yer değiştirmeleri değerlendirilebilmektedir (Yurdukoru ve Eskitaşçıoğlu, 1988; Geng ve ark, 2001; Sonugelen ve Artunç, 2002; Güler ve ark, 2012). İn-vivo değerlendirilmesi oldukça zor olan insan dokuları ve biyomateriyale ait mekanik özellikler ve gerilmeler, sonlu elemanlar yöntemi ile daha etkin şekilde analiz edilebilmektedir (Farah ve ark, 1973; Wakabayashi ve ark, 2008). Sonlu elemanlar analizi sonucunda, analizi yapılan model üzerine kuvvet uygulama anında oluşan gerilme ve yer değiştirmeler bulgulanabilmektedir (Tanne ve Sakuda 1991).

Sonlu elemanlar yöntemi 1970'li yıllardan itibaren diş hekimliğinde biyomekanik alanında çeşitli kuvvetlerin diş ve çevre dokularda yarattığı etkileri değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır (Darendeliler, 1995; Chen ve ark, 2005b; Lanza ve ark, 2005; Boschian ve ark, 2006; Uddanwadiker ve ark, 2007). Ortodontide ise çeşitli tedavi mekaniklerinin tasarlanmasında ve etkilerinin karşılaştırılmasında sonlu elemanlar analizi sıklıkla tercih edilmektedir (Techalertpaisarn ve Versluis, 2016).

Sonlu elemanlar analizinin daha iyi anlaşılabilmesi için yazılımla ilgili ve mekanik bazı

terimler aşağıda açıklanmıştır.

2.6.7.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Terimler

2.6.7.2.1. Gerilme

Bir cisme kuvvet uygulanması sonucu cisim içerisinde uygulanan kuvvetle aynı büyüklükte ancak zıt yönde bir karşı kuvvet oluşur. Uygulanan kuvvet ve cisimde oluşan direnç, cismin tüm alanına yayılır. Cisim üzerinde birim alanda oluşan iç reaksiyon, gerilme (stres) olarak adlandırılır.

Gerilme= Kuvvet/Alan,

Birim= N/m² veya P olarak belirtilir. (Uluslararası birim sistemine göre)

Gerilme, megaPaskal (MPa) şeklinde ifade edildiğinde 1 MPa=10⁶ eşdeğerliği kullanılır (Sagaguchi ve ark, 2019).

Gerilim, vektörel bir nicelik olduğundan yönü ve büyüklüğü belirtilerek ifade edilir. Farklı açı veya yönden uygulanan kuvvetlerin cisim üzerinde oluşturdukları gerilmeler oluşturdukları etkiye göre adlandırılarak sınıflandırılmıştır (O'Brien 2002).

Gerilme gerilimi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, doğrultusu aynı, ancak yönleri farklı iki kuvvetin etkisi ile oluşan gerilmedir.

Basma gerilimi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, doğrultusu aynı ancak yönleri farklı iki kuvvetin etkisi ile oluşan gerilmedir.

Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan seviyeleri farklı, birbirine ve yüzeye paralel ancak yönleri farklı iki kuvvetin etkisi ile oluşan gerilmedir (O'Brien 2002; Sagaguchi ve ark, 2019).

2.6.7.2.2. Gerinim

Bir cisme çekme kuvvetine maruz kaldığında birim uzunlukta oluşan şekil değişikliğine gerinim adı verilir. Gerinim değeri, deformasyon ile gerçek boyut arasındaki bir oranlama sonucu elde edildiğinden bir oranı belirtir. Herhangi bir ölçü birimine sahip değildir ancak bazı durumlarda yüzde olarak ifade edilmektedir (O'Brien 2002; Sagaguchi ve ark, 2019).

2.6.7.2.3. Elastisite-Viskoelastisite-Plastisite

Bir cismin, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra orjinal şekil ve boyutuna geri dönebilme özelliğine elastisite adı verilir. Elastik materyaller, belli bir noktaya kadar kuvvet uygulandığında şekil ve boyut değiştirirler ancak kuvvet kaldırıldıktan sonra eski haline dönerler (Tosun 1999, Sagaguchi ve ark, 2019).

Bir malzemede elastisite limiti aşıldıktan sonra kuvvet uygulanmaya devam edilirse, kuvvet ortadan kaldırılrsa bile orjinal şekil ve boyutuna geri dönemez (Ülgen, 2005). Bu aşamada kalıcı şekil değişikliği oluşur. Elastisite limiti aşıldıktan sonra oluşan kalıcı deformasyona plastik deformasyon, orjinal şekil ve boyutuna dönemeyen materyallere ise plastik materyaller adı verilir (O'Brien 2002; Ülgen, 2005). Yield noktası, bir materyalin elastik davranış sınırını aşp, deformasyona maruz kalma sınırını ifade eder (Chen ve ark, 2005b).

Bazı materyaller ise kuvvet uygulandığında şekil değiştirirken hem elastik hem plastik özellikler gösterebilirler (Tosun 1999). Bu özelliğe viskoelastisite adı verilir. Viskoelastik materyaller, zamana bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve kuvvet ortadan kaldırıldığında orjinal şekillerine gecikmeli olarak dönerler (Toms ve ark, 2002a). İnsan vücudundaki deri, kas, damar, sinir ve lif gibi elemanlar, viskoelastik maddelere örnek olarak gösterilebilir (Tosun 1999).

2.6.7.2.4. Hooke Kanunu

Esneklik sınırına kadar kuvvet uygulandığında cisimdeki gerilim ve gerinim arasında doğru orantılı bir artış olduğunu öngören bir kanundur. Bu kanuna göre gerilim ve gerinimin birbirine oranlanması, ilgili materyalin elastiklik modülünü ya da Young modülünü verir (Rho ve ark 1993; Tosun 1999).

2.6.7.2.5. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Elastikiyet modülü, bir malzemenin sertliğinin veya esnekliğinin bir ölçüsüdür. Sert bir malzeme yüksek bir esneklik modülüne sahiptir ve esnek bir malzeme düşük bir esneklik modülüne sahiptir. Young modülü olarak da adlandırılmaktadır.

$E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim}$,

Birimi Gigapaskal (GPa) olarak ifade edilmektedir (O'Brien 2002).

Gerilimin gerinime oranı olan elastiklik modülü, elastikiyet sınırları içerisinde cismin gösterdiği dayanıklılığını ifade eden bir katsayıdır (Tosun,1999). Uygulanan kuvvetin aynı olması koşuluyla yüksek elastisite modülüne sahip bir cisimde, düşük elastisite modülüne sahip bir cisime kıyasla daha az deformasyon görülmektedir (Sagaguchi ve ark, 2019).

Bir malzemenin elastik niteliği, malzemenin temel özelliğini oluşturur. Elastikiyetten malzemenin yapısal veya moleküller arası kuvvetleri sorumludur. Esneklik katsayısı, kuvvet altındaki cismin moleküllerinin birim uzamaya gösterdiği direnç olarak da tanımlanmaktadır. Temel çekim kuvvetleri ne kadar güçlüyse, elastik modülün değerleri o kadar yüksek ve malzeme o kadar sert veya katıdır. Bu özellik, materyal içerisindeki çekim kuvvetleriyle ilişkili olduğu için materyal, gerilmeye ya da sıkıştırmaya maruz kaldığında da değişmez. Dolayısıyla bir metal veya alaşımın aldığı herhangi bir ısıl işlem veya mekanik işleminden bağımsızdır, ancak materyal bileşenlerine bağlıdır (Sagaguchi ve ark, 2019).

2.6.7.2.6. Poisson Oranı

Germe veya basma kuvvetlerinin aksiyel uygulanması sırasında aksiyel, transvers ya da lateral yönlerde eşzamanlı bir gerilme oluşur. Gerilme kuvveti altında, bir cisim kuvvet yönünde uzadıkça, enine kesitte bir azalma meydana gelir. Basma kuvveti altında ise, kesitte bir artış oluşur. Elastik limit dahilinde, cismin enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranına Poisson oranı denir. Kesitteki azalma malzeme kırılincaya kadar devam eder.

$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Uzama} / \text{Boydaki Birim Uzama}$

Poisson oranı, tüm maddeler için 0 ile 0,5 değer aralığında bulunur ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Mine, dentin, amalgam ve kompozit gibi çoğu katı materyal, yaklaşık 0,3'lük bir Poisson oranına sahiptir (Shaw ve ark, 2004; Sagaguchi ve ark, 2019). Poisson oranı cismin kuvvet karşısında oluşturacağı boyutsal cevabı belirleyen bir değerdir (Sagaguchi ve ark, 2019).

2.6.7.2.7. İzotropi-Anizotropi-Ortotropi

Farklı eksenlerden kuvvet uygulandığında aynı elastik özellikler gösterdiği kabul edilen materyallere izotropik materyal adı verilir (Chopade ve ark, 2014). İzotrop cisimlerin elastiklik modülü, farklı yönlerden uygulanan basma, çekme ve makaslama gerilmeleri karşısında aynıdır ve sadece iki bağımsız malzeme sabiti (Young modülü ve Poisson oranı) tanımlanarak sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilebilir. Anizotropi ise farklı eksenler boyunca uygulanan kuvvetler karşısında bir malzemenin fiziksel veya mekanik özelliklerindeki bir fark olarak tanımlanabilir. Anizotropide SEA ile analiz yapmak için tüm eksenlerde Young, makaslama ve Poisson oranlarının girilmesi gerekir (Provatidis, 2000; Toms ve ark, 2002b; Grbović ve Mihajlović, 2017).

İzotropik materyallerden farklı olarak, ortotropik materyaller, üç eksen boyunca uygulanan kuvvetler karşısında farklı özellikler gösterir. Bu nedenle ortotropik materyaller kullanılarak analiz yapıldığında model girişi için üç farklı Young modülü, üç makaslama modülü ve altı farklı Poisson oranının bilinmesi gerekir. Ortotropik materyaller, farklı yönlerde farklı özellikler gösteren anizotropik materyallerin bir alt kümesidir (Gačnik ve ark, 2014; Grbović ve Mihajlović, 2017).

2.6.7.2.8. Homojen Cisim

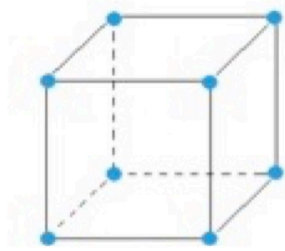
Elastik özelliklerin tüm noktalarda aynı olduğu materyallere homojen cisim adı verilir (O'Brien, 2002).

2.6.7.2.9. Eleman

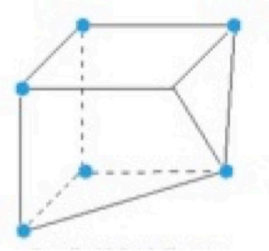
Sonlu elemanlar analizinde geometrik model, davranışı kolayca anlaşılan alt yapılarına ayrılarak ya da geometrik modeli bu alt yapılardan yeniden inşa ederek tüm yapının davranışları anlaşılabilir. Bu alt yapılara "eleman" adı verilir. Elemanlar, ihtiyaç farklılıklarına göre farklı geometrik şekil ve boyutlarda (üçgen, paralel kenar, dörtgen vs. ve tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) tasarlanırlar. Elemanların birbirine bağlanma noktalarına ise 'düğüm' adı verilir (Moaveni, 1999; Grbović ve Mihajlović, 2017).

2.6.7.2.10. Dügüm

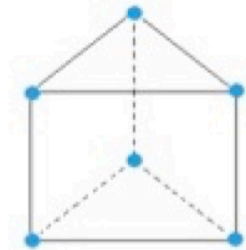
Sonlu elemanlar analizinde elemanların birbirine belirli yerlerden bağlanarak sabitlendiği ve elemanın şeklini belirleyen noktalar düğüm olarak adlandırılır. Analizde kullanılan üç boyutlu modellerde düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler, elemandaki yer değiştirmeler olarak sonuçlandırılır (Moaveni,1999; Geng ve ark, 2001).



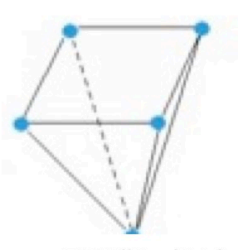
8 Dügümlü Eleman



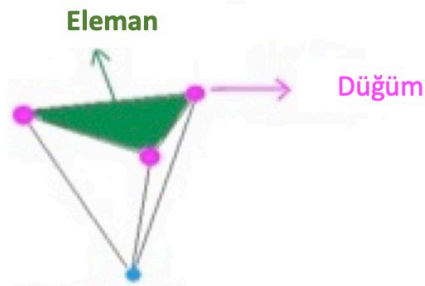
7 Dügümlü Eleman



6 Dügümlü Eleman



5 Dügümlü Eleman



4 Dügümlü Eleman

Şekil 3: 4, 5, 6, 7 ve 8 düğüm içeren elemanların yapısı

2.6.7.2.11. Ağ Yapısı

Geometrik şekillerin düğümlerle bağlanmış şekli olarak tanımlanan ağ yapısı, elemanlar ve düğüm noktalarının koordinatlarının belirlenmesini ve matematiksel denklemlerin elemanlar arasında taşınmasını sağlar. Ağ yapısı programlar tarafından otomatik ya da kullanıcı tarafından manuel olarak yapılabilir. Ağ oluşturmak için, oluşturulan geometrik modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Sonlu elemanlar ağı, farklı geometrik şekiller üretmek için birleştirilmiş ve düzenlenmiş elemanlarla temsil edilen uzamsal koordinatları içerir. Ağ oluşturmak için kullanılan eleman sayısı arttıkça, sonlu elemanlar analizinin kesinliği ve güvenilirliği de artar. Birim alana daha fazla eleman yerleştirerek önemli olduğu düşünülen bölgelerde daha ayrıntılı bir analiz yapılması mümkün olmaktadır. Ayrıca eleman sayısı, eleman tipi ve ağ üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden ağın oluşturulması ve analizin tekrarlanması mümkün olmaktadır (Geng ve ark, 2001; Chopade ve ark, 2014).

2.6.7.2.12. Sınır Şartları

Bilgisayarda oluşturulmuş bir eleman, kuvvet uygulandığında boşlukta serbestçe hareket eden bir katı cisim gibi hareket eder. Bu şekildeki bir eleman, deformasyona uğramadan translasyon, rotasyon veya ikisinin kombinasyonu olan bir hareket şekli oluşturur. Bu elemanda oluşan deformasyonu incelemek için, bazı düğümler için serbestlik derecesi (her düğümün x, y ve z yönündeki hareketi) bir miktar kısıtlanmalıdır. Bu kısıtlamalar sınır şartları olarak adlandırılır (Mohammed ve Desai, 2014). Cismin sabitleme ve kuvvetin uygulanma bölgelerini gösterir. Sınır şartları, analizi yapılacak cismin kuvvet uygulanacak bölgesine göre belirlenir (Geng ve ark, 2001).

2.6.7.2.13. Asal Gerilmeler

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler ve kesme stresleri olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu bir elemanda makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu düzlemlerde oluşan gerilmelere asal gerilmeler (principal stress) adı verilir.

Asal gerilmeler, maksimum, ara (intermediate) ve minimum olmak üzere 3 farklı şekilde adlandırılmıştır.

Genelde maksimum asal gerilme en büyük pozitif değeri, minimum asal gerilme en küçük negatif değeri ve ara asal gerilme ise ara bir değeri göstermektedir.

Maksimum asal gerilme, (maximum principle stress): En yüksek çekme streslerini ifade eder. Maksimum asal gerilmeler, pozitif değerdedir.

Ara asal gerilme (intermediate principle stress): Ara gerilmeleri ifade eden değerlerdir.

Minimum asal gerilme, (minimum principle stress): En yüksek basma (sıkışma) streslerini ifade eder. Minimum asal gerilmeler, negatif değerdedir (Yamaji, 2003).

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Cisim üzerine etki eden streslerden (maksimum asal gerilme ya da minimum asal gerilme) hangisi mutlak değer olarak daha büyükse cisim o stresin etkisi altında kalır (Budynas ve Nisbett, 2011).

Kırılgan materyaller için asal gerilme değerleri önemlidir. Çünkü maksimum asal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum asal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur (Geng ve ark, 2001; Tabata ve ark, 2010).

Asal gerilmelerin değerlendirilmesi ile kemik gibi kırılgan materyaller hakkında bilgi elde edilebilirken, von Mises değerleri ile tüm yapıda meydana gelen makaslama kuvvetlerinin bileşke değerleri hakkında fikir sahibi olunabilir (Geng ve ark, 2001).

2.6.7.2.14. Von Mises Gerilmesi

Von Mises gerilmesi, uzunluğunda artış gösterebilen materyallerde kuvvet uygulandığında oluşan şekil değiştirmenin başlangıç değeri olarak ifade edilmektedir (O'Brien, 2002). Ayrıca yapının uygulanan kuvvet karşısında plastik şekil değişimine uğramış olup olmadığını belirlemek için de kullanılmakta, cisim üzerine belirli bir kuvvet uygulandığında cisimde oluşan streslerin dağılımı ve streslerin yoğunlaştığı bölgeler ile ilgili genel bir bilgi vermektedir (Cattaneo ve ark, 2003; Budynas ve Nisbett, 2011).

Cisme uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilme, üç asal gerilmeye dönüştürüldüğünde üç asal gerilme değeri koordinat olarak ele alınırsa von Mises gerilme değeri bu asal gerilme

değerlerinin kombinasyonu sonucu elde edilir ve pozitif sayı olarak ifade edilerek kuvvetin nitelik ve niceliği hakkında bilgi verir (Budynas ve Nisbett, 2011).

2.6.7.3. Sonlu Elemanlar Metodunun Uygulanması

2.6.7.3.1. Üç Boyutlu Modelleme ve Ağ Yapının Oluşturulması

Sonlu elemanlar analizi yönteminde karmaşık yapıdaki cisim, küçük ve basit geometrik şekilli elemanlara indirgenerek her bir sonlu eleman için basit fonksiyonel çözümler formüle edilir ve bu formüller cismin tamamına uygulanır (De Vree ve ark, 1983).

Analizin uygulanmasında ilk aşama, yapının bilgisayar ortamında üç boyutlu geometrik modelinin oluşturulmasıdır (De Vree ve ark, 1983). Biyolojik yapıların standardizasyonu zor olan karmaşık geometri ve boyutlarının modellenmesinde gerçeğe yakınlık, analiz sonuçlarının doğruluğunu belirleyen en önemli unsurlardan biridir (Tanne ve Sakuda 1991; Nicholson, 2003; Grbović ve Mihajlović, 2017).

Geometrik modelleme için üç farklı yöntem bulunmaktadır:

- 1- Manuel modelleme; Araştırmacının üç boyutlu modelleme programları kullanarak şeklin çizimini yapmasıdır. Bu teknik çizimlerle protez, implant, minivida, ortodontik apareyler yada mekanikler modellenebilmektedir.
- 2- Tarama ile modelleme; Analizi istenen yapının, üç boyutlu yüzey tarayıcılarla taranıp şeklin bilgisayar ortamına aktarılması ile modelleme yapılmasıdır. Bu yöntemle protez, implant, minivida, ortodontik apareyler yada mekanikler modellenebilmektedir.
- 3- MRG yada BT ile modelleme; Analizi istenen yapının yeterli çözünürlük ve kalitedeki kesitsel MRG ya da BT görüntülerinin bilgisayar ortamında birleştirilerek 3 boyutlu modellerin elde edilmesidir (Jeon ve ark, 2001; Kusnoto ve Evans, 2002; Chen ve ark, 2005b).

Oluşturulan geometrik model sonrasında bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya dönüştürülür. Bu ağ yapıya matematiksel model adı verilir. Matematiksel model, farklı geometrik şekiller (üçgenler, tetrahedronlar ve heksahedronlar) üretmek için belirli sayıda düğüm noktaları ile birleştirilmiş ve düzenlenmiş sonlu sayıda basit geometrik elemanlarla temsil edilen uzamsal koordinatları içerir. Ağ modeli oluştururken elemanlar, hassas sonuçlar verecek kadar küçük; ancak hesaplamayı kolaylaştıracak kadar büyük seçilmelidir. Genellikle sonuçların hızla değiştiği, geometride değişikliklerin gerçekleştiği yerler için küçük elemanlar

tercih edilir. Sonuçların nispeten sabit olduğu yerlerde daha büyük elemanlar kullanılabilir (Geng ve ark, 2001).

Ağı oluşturmak için kullanılan eleman sayısı arttıkça, sonlu elemanlar analizinin kesinliği ve güvenilirliği de artar. Komşu elemanlar aralarında boşluk olmadan birbirinin devamı şeklinde yerleştirilir. Elemanlar mümkün olan en basit yapıda seçilmelidir. Tek boyutlu analizde doğrular, iki boyutlu analizde üçgenler veya paralel kenarlar; üç boyutlu analizde ise dört, beş, altı, yedi ve sekiz yüzlü yapılar tercih edilir. Bütün durumlarda yapıyı oluşturan elemanlar birbirine düğümlerle bağlanır. Ağ oluşturmada kullanılan elemanların düğümlerle bağlanması, koordinatlar arasında matematiksel denklemlerin üç boyutlu iletimini sağlar (Cattaneo ve ark, 2003; Asmussen ve Peutzfeldt, 2008; Chopade ve ark, 2014).

2.6.7.3.2. Sınır Koşullarının Tanımlanması

Sonlu elemanlar analizinde modelin tanımlanmasındaki en önemli fakat son adım, sınır koşullarının belirlenmesidir (Grbović ve Mihajlović, 2017). Sınır koşulları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini gösterir ve materyalin bir limit içerisinde davranmasını sağlar. Cismin sabitlenme bölgelerini ve kuvvetin uygulanma bölgesini belirtir (Geng ve ark, 2001). Cisme kuvvet uygulandığında cismin uzayda serbest yüzen bir katı cisim gibi davranacağını, deformasyona ve dönme hareketine maruz kalacağını varsayar. Deformasyonu incelemek amacıyla bazı düğümler için bir miktar serbestlik derecesi (her düğümün x, y ve z yönündeki hareketi) belirlenir. Bu kısıtlamalar sınır şartları olarak adlandırılır (Mohammed ve Desai, 2014). Sınırlamalar düğümlerin üzerinde yapılır ve tüm yönlerdeki yer değiştirme ve rotasyonları sınırlandırır ya da yalnızca bazı yönlerde bazı hareketlere (örneğin, x yönünde yer değiştirmeye izin verilirken, y ve z yönünde yer değiştirme ve üçünün her biri etrafında rotasyonuna) izin verilir, diğerlerine izin verilmez (Grbović ve Mihajlović, 2017). Sınırlamaların yapıldığı düğümlerin koordinatları x, y, z eksenleri üstünde belirlenerek bilgisayara aktarılır. Ağ yapıya sahip modelin sabitlenme bölgesi, kuvvet uygulama noktaları gibi koşulları tanımlanmasıyla matematiksel model hazır hale gelir (Chopade ve ark, 2014)

2.6.7.3.3. Materyal Özelliklerinin Sisteme Entegrasyonu

Ortodonti ve diş hekimliğindeki materyallerin analizinde lineer denklemler kullanılır.

Lineer analizlerde en önemli madde materyal özellikleri ve malzeme davranışlarının sisteme entegrasyonu en önemli unsurdur.

Malzeme davranışları,

-Doğrusal olmayan elastik olaylar (deformasyondan sonra orijinal koşullara dönüş)

-Plastik olaylar (orijinal koşullara dönmeden deformasyon)

-Elastoplastik olaylar (kısmen elastik ve kısmen plastik davranış)

-Viskoelastik fenomenler (deformasyondan sonra orijinal koşullara dönüş zamana bağlıdır)

-Viskoplastik fenomenler (orijinal koşullara dönmeden zamana bağlı deformasyon)

şeklinde sınıflandırmaktadır. Malzeme özellikleri, bir yapıdaki gerilme ve gerilme dağılımını büyük ölçüde etkiler. Bu özellikler sonlu elemanlar analizinde izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak modellenenir. Rapor edilen çalışmaların çoğunda, malzemelerin homojen ve doğrusal izotropik olduğu varsayımı yapılmıştır (Tanne ve Sakuda 1991; Miyasaka ve ark, 1994; Geramy, 2002; Gautam ve ark, 2009; Naini ve Nokar, 2009; Kim ve ark, 2010; Duaibis ve ark, 2012; Chacko ve ark, 2018; Oskui ve ark, 2018).

Üretilen ağda göz önünde bulundurulması ve dahil edilmesi gereken diğer faktörler de Poisson oranı, Young modülü ve her malzemenin yoğunluğu hakkında bilgidir. Bu faktörler sisteme girildiğinde materyale ait deformasyon kapasitesi, esnekliği, gerilme veya sıkıştırma kuvvetleri karşısındaki davranışı analiz edilerek bir malzemenin nasıl davrandığına ilişkin veriler elde edilecektir (Chopade ve ark, 2014).

2.6.7.3.4. Analizin Sonuçlandırılması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

Analiz aşamasında kuvvet ve zaman özelliklerinin uygun şekilde tanımlanmasının ardından yazılımın hesaplamaları ve matematiksel denklemler sonrasında simülasyon sonuçları elde edilir. Her bir elemandaki gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirmeler belirlenerek cismin tamamına uyarlanır. Model ayrıca, gerilme, sıkıştırma veya yerdeğiştirme analizi için belirli bir eksen seçilmesine ve çeşitli fonksiyonların simülasyonuna izin vererek analiz olanaklarını artırır (Chopade ve ark, 2014). Farklı kuvvetler uygulanarak yapılan analizler sonucunda farklı değişkenlere ait değerler elde edilebilir. Bu değerler, maksimum ve minimum asal gerilimler, eksensel gerilimler, yer değiştirme değerleri ve von Mises gerilimleri olarak sunulur (Geng ve ark, 2001, Logan, 2012). Ayrıca, yer değiştirme noktaları yapıdaki deformasyonları belirtir ve sonuçların yorumlanmasına yardımcı olur. Von Mises gerilme

kriterleri, x, y ve z eksenlerindeki etkenleri eşit bir değerde birleştirmek için kullanılan bir formüle işaret eder (Moeen ve ark, 2014).

İşlem aşamasından elde edilen sonuç çıktıları, üç farklı yol izlenerek alınabilir:

- a) Grafiksel çıktı: Grafik çıktılarıdaki sayısal değerler, önemli noktalarda bulunan düğümlerdeki yer değiştirmeleri ve uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu gerilme değerlerini vermektedir. Çıktı, öncelikle renk kodlu haritalar şeklindedir. Bu haritalarda modelin tümüne ait gerilme ve yer değiştirmeler, görüntü üzerinde renklerin denk geldiği değer aralığını belirten bir skala ile farklı açılardan izlenmektedir. Kantitatif analiz bu haritalar yorumlanarak belirlenir. Renkler kırmızıdan maviye değişir. Kırmızı, maksimum gerilme stresi alanını, mavi ise maksimum basınç stresi alanını temsil eder.
- b) Sayısal çıktı: Bu tür çıktılar, verilen malzemenin ana gerilme/gerinim (principle stress/strain) miktarını gösterir.
- c) Animasyonlar: Sonuçlar, daha iyi görsellik sağlaması amacıyla animasyon olarak sunulur (Mohammed ve Desai, 2014).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde en önemli hususlar kesitlerin ve düğümlerdeki stres miktarının doğru ve eksiksiz bir biçimde elde edilip değerlendirilmesidir. Böylelikle diğer örneklerle karşılaştırılarak anlamlı sonuçlar elde etmek mümkün olmaktadır (Logan, 2012; Moeen ve ark, 2014). Gerilimler, kırılma materyallerle ilgili, von Mises değerleri ise tüm yapıda oluşan makaslama kuvvetlerinin bileşke değerleri hakkında bilgi vermektedir (Geng ve ark, 2001). Yield noktasını tanımlamak için de kullanılan von Mises değerleri aynı zamanda plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilişkilendirilmektedir (Chen ve ark, 2005b).

2.6.7.4. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

- Sonlu elemanlar analizi ile değişik malzemeler ile yapısal etkileşimler ve farklı modeller elde edilebilir; analiz, lineer ve non-lineer olarak uygulanabilir (Mohammed ve Desai, 2014; Grbović ve Mihajlović, 2017).
- İn vitro ve in vivo çalışmalar sırasında standardize edilmesi zor olan karmaşık yapıdaki bir problem bölünerek daha basit yapıda ve daha anlaşılır problemlere dönüştürülebilir (Mohammed ve Desai, 2014).
- Non- invaziv bir tekniktir (Mohammed ve Desai, 2014).
- Sonuçlar tekrar üretilebilir (Korioth ve Versluis; 1997; Mohammed ve Desai, 2014).

- Daha kesin ve güvenilir sonuçlar elde etmek için herhangi bir biyolojik durumu ameliyat öncesi, ameliyat sırası ve sonrası aşamalara simüle etmek mümkündür (Mohammed ve Desai, 2014).
- Sonlu elemanlar analizi, cerrahi öncesi planlama için stereolitografik modellerin yerini alarak daha ekonomik bir çözüm sunar (Mohammed ve Desai, 2014).
- Statik ve dinamik analiz yapılabilir (Mohammed ve Desai, 2014; Oskui ve ark, 2018).
- Diğer yöntemlerle çok uzun sürecek karmaşık çalışmaların daha kısa bir zaman diliminde değerlendirilebilmesi sağlanır, dolayısıyla analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilir (Mohammed ve Desai, 2014).
- Kapsamlı enstrümantasyon gerektirmez (Mohammed ve Desai, 2014).
- Uygulanan kuvvet, malzeme özellikleri ve geometriler kolaylıkla değiştirilebilir (Korioth ve Versluis, 1997; Mohammed ve Desai, 2014).
- Analiz, aynı şartlar altında araştırmacının istediği kadar tekrarlanabilir, dolayısıyla elde edilen sonuçların güvenilirliği yüksektir (Korioth ve Versluis, 1997; Mohammed ve Desai, 2014; Ramoğlu ve Ozan, 2014)
- Düzgün geometriye sahip olmayan yapılara uygulandığında yazılımlar aracılığıyla gerçek yapıya çok yakın modeller elde edilebilir (Menicucci ve ark, 2002).
- Gerilme dağılımı, gerinimler ve yer değiştirme değerleri ve lokalizasyonlar analitik ve deneysel yöntemlerden daha hassas ve ayrıntılı bir şekilde elde edilebilir (Geng ve ark, 2001).
- Sınır şartlarının uygulanması kolaydır (De Vree ve ark, 1983).
- Kraniofasial ve dental yapıların simulasyonu mümkündür (Chun ve ark, 2002; Jafari ve ark, 2003).
- Birbiriyle bağlantılı olan farklı yüzeyler arasındaki temaslar (sürtünme, adezyon vs.) gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmektedir (De Vree ve ark, 1983; Lang ve ark, 2001; Shaw ve ark, 2004).

2.6.7.5. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

- Koşulların modeller üzerinde uygulanması, güvenilir bir yazılım ve yüksek donanımlı bir bilgisayar kullanımını gerektirmektedir.
- Doğru sonuçlar elde edebilmek için malzemelerin fiziksel ve yapısal özelliklerinin sisteme doğru yüklenmesi tamamen araştırmacının sorumluluğundadır. Yanlış veri, bilgi

ve yorumlama tamamen yanlış sonuçlara neden olacaktır (Geng ve ark, 2001; Mohammed ve Desai, 2014; Sagaguchi ve ark, 2019).

- Sonlu elemanlar stres analizinde varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırmasını yapmak mümkün değildir. Bu nedenle değerler ve gerilme dağılımları dikkatle incelenip yorumlanarak analiz sonuçlandırılır (Adıgüzel, 2010).
- İnsan yapılarının modellenmesi, karmaşık anatomileri ve mekanik davranışlarından dolayı son derece zordur. Çünkü modellenen canlı dokular, ağız içinde statik halde bulunmazlar, dinamik yüklerin etkisi altındadırlar (Mohammed ve Desai, 2014).
- Diş ve çevre dokular izotropik değildirler ama sonlu elemanlar analizi çalışmalarında izotropik kabul edilirler (Tanne ve Sakuda 1991; Miyasaka ve ark, 1994; Geramy 2002; Gautam ve ark, 2009; Naini ve Nokar, 2009; Kim ve ark, 2010; Duaibis ve ark; 2012; Chacko ve ark, 2018; Oskui ve ark, 2018).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamız için 0,016x0,022 inç ve 0,019x0,025 inç olmak üzere iki farklı kalınlıkta TMA telden (Ormco Corporation, Glendora, ABD) elde edilen bir L-loop kullanılmıştır. Loop, 0,022 inç slot GAC Roth Ovation braket (GAC International Inc. Bohemia, NY, ABD), 1. ve 2. molar tüpleri (Ormco Corp., Orange, CA, ABD) üzerinden alt 2. büyük azı, alt 1. büyük azı ve alt 2. küçük azı dişlerden ankraj alınarak alt kanin dişler üzerine etki eden ve 1. küçük azı çekimli bölgede alt kanin eksen eğiminin düzeltilmesi amacıyla 30° açılı büküm içeren şekilde hazırlanmıştır. Loopun dişler ve çevre dokular üzerinde oluşturduğu kuvvet etkileri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak incelenmiştir.

Bu tez çalışması için tasarlanan modellerin matematiksel çözümlemeleri Ay Tasarım Ltd. Şti'nde yapılmıştır. Üç boyutlu ağ yapının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayar kullanılmıştır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin bilgisayarda çözümü için geometrik modellerin oluşturulması, ağ yapısının oluşturulması, eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi, sınır koşullarının belirlenmesi, modelin çözümlenmesi ve analizlerin gösterimi aşamaları takip edilmiştir.

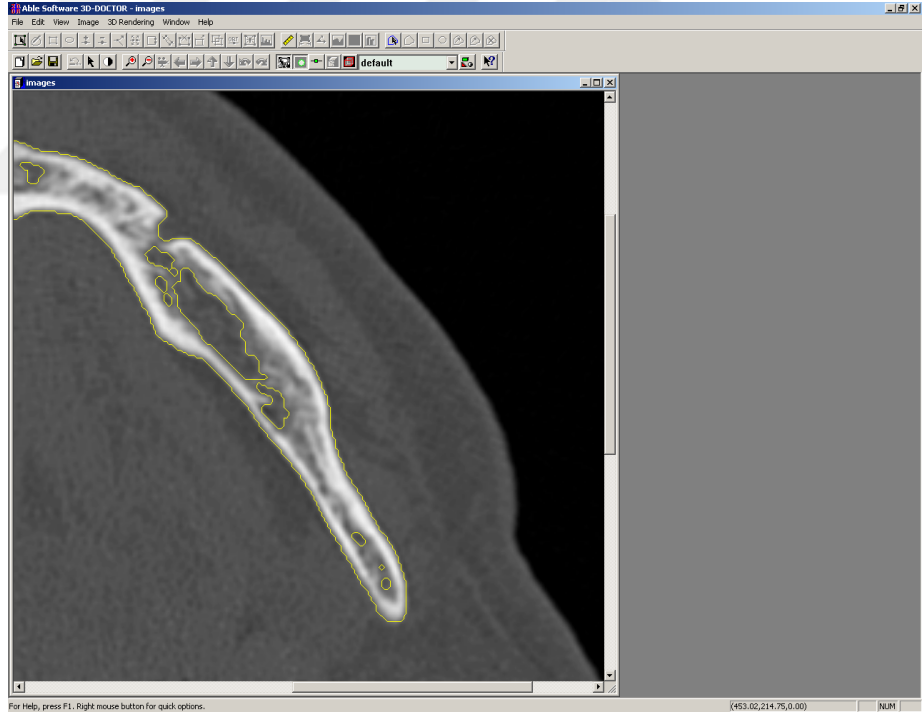
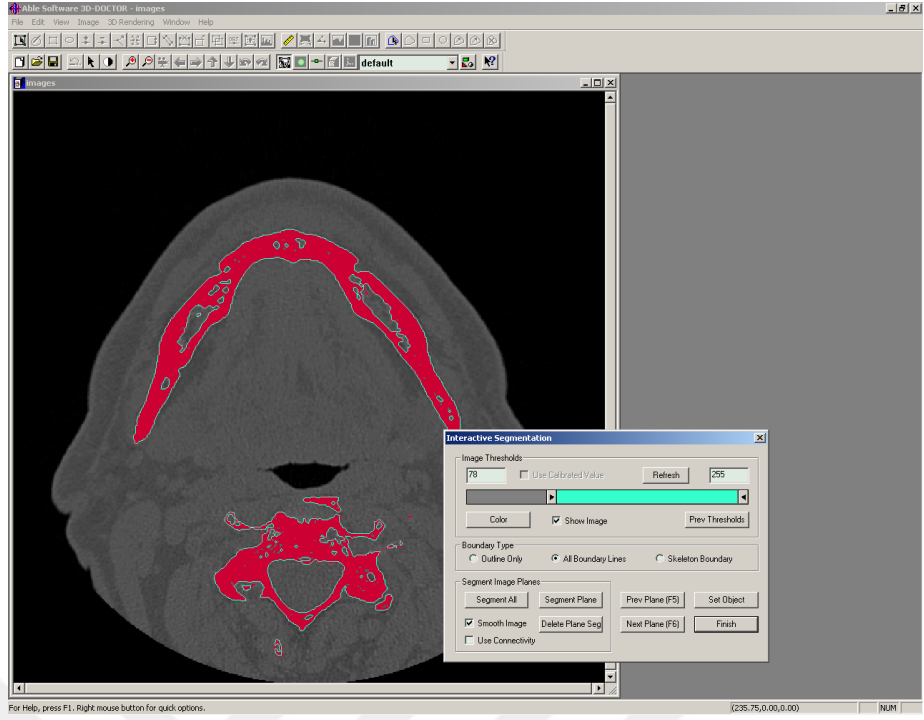
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Kemik dokularının modellenmesinde daha önce bu amaç için tomografisi çekilen erişkin bir hastanın KIBT cihazıyla elde edilen görüntüleri kullanılmıştır. 3M Iluma KIBT cihazıyla yapılan çekimde 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanılmıştır.



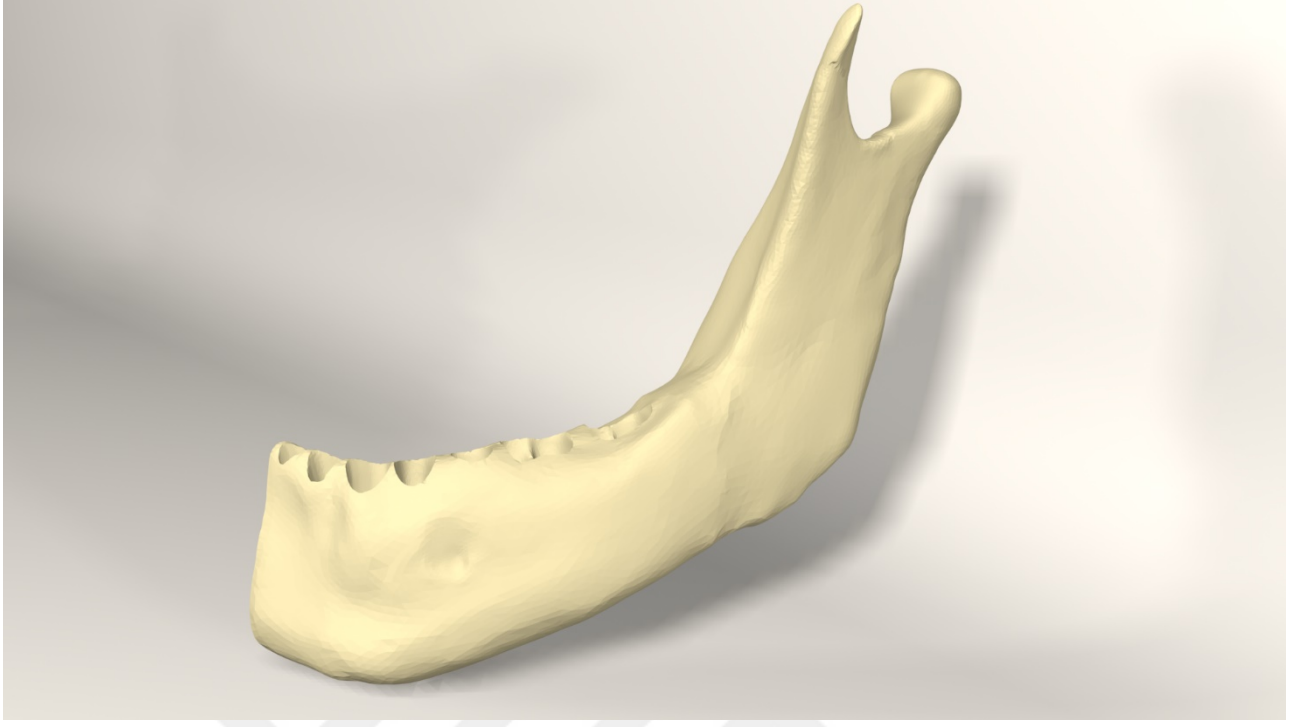
Şekil 4: Erişkin bir hastaya ait KIBT görüntüsü

Çekilen filmlerin, 3D-Doctor yazılımına yüklenmesinden sonra “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır.



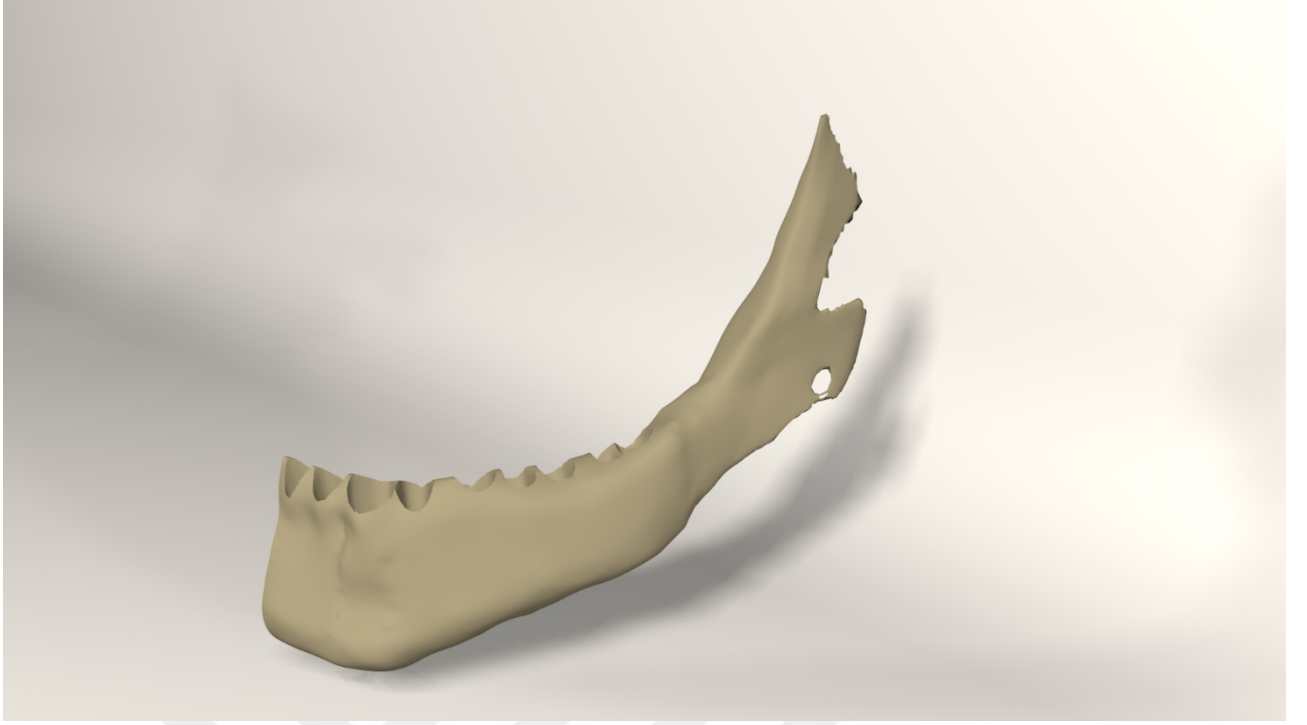
Şekil 5: "Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun ayrıştırılması

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile üç boyutlu model elde edilerek kemik dokusu modellenmiştir.



Şekil 6: Üç boyutlu kemik dokusu modelinin elde edilmesi

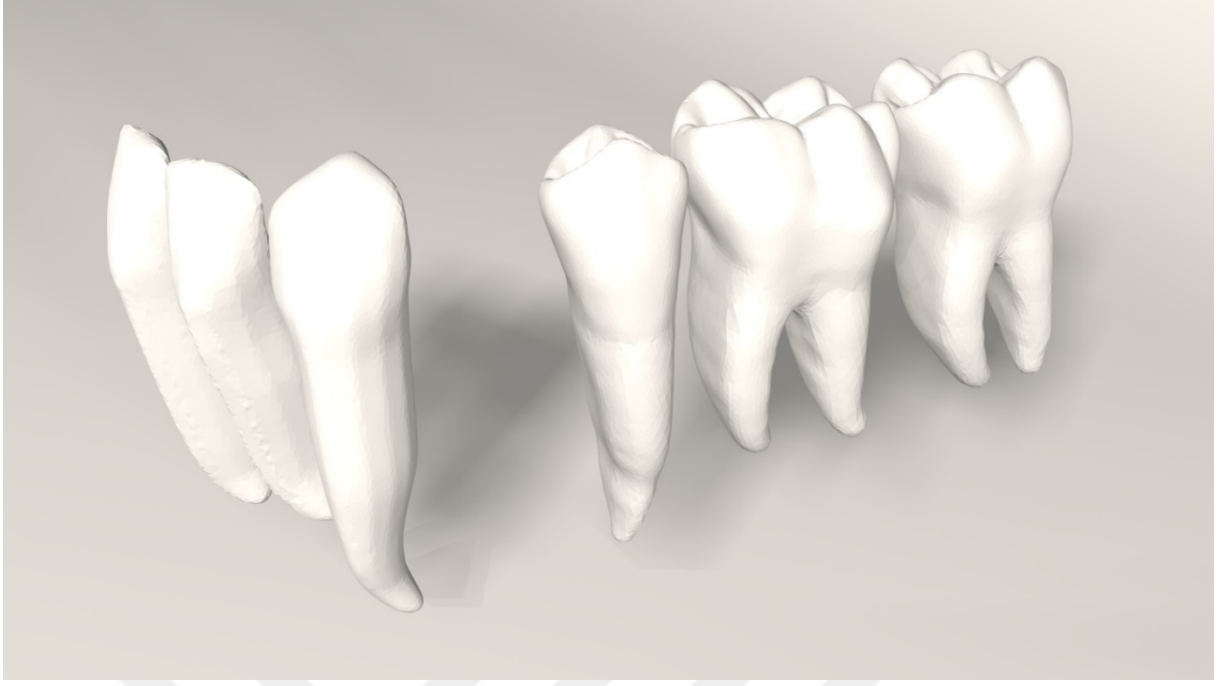
Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilerek gerekli uyumlamaların yapılması ile yapının devamlılığı sağlanmıştır.



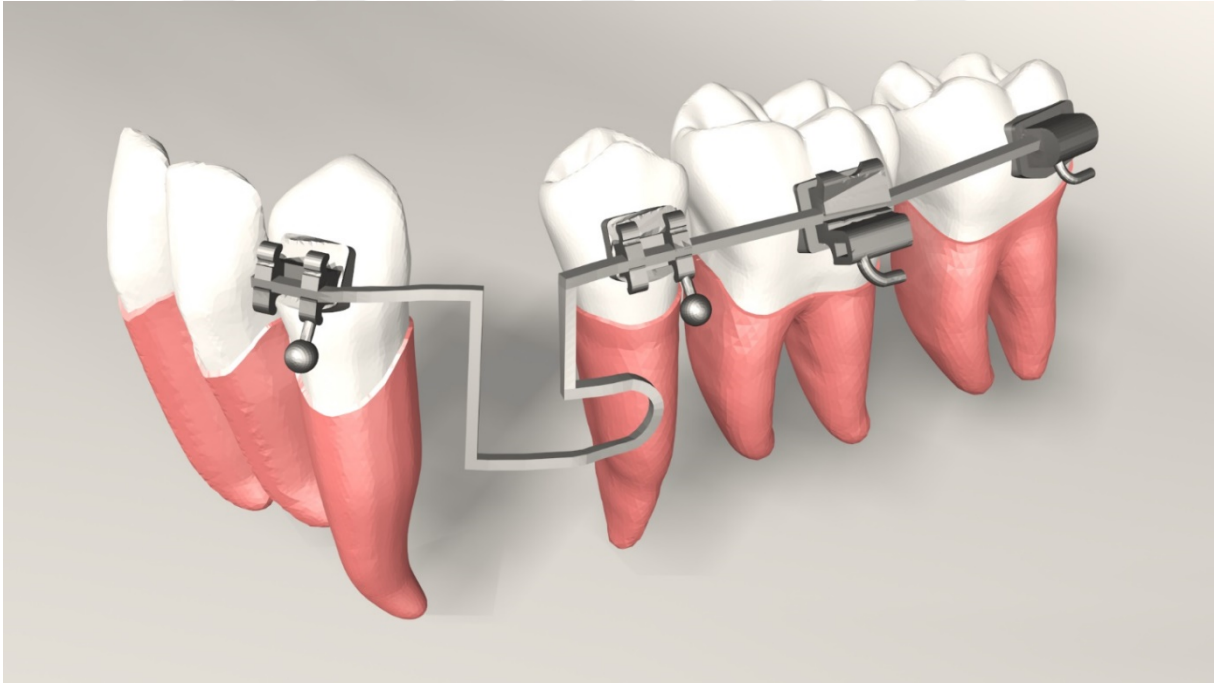
Şekil 7: Offset yöntemi ile spongioz kemik modelinin elde edilmesi

Dişler, Wheeler (1949) atlasındaki ideal ölçülere göre üç boyutlu program (Rhinoceros 4.0) aracılığıyla manuel olarak çizimleri yapılarak modellenmiştir. Dişlerin kemik içinde kalan kısımlarında 0,2 mm'lik PDL ve lamina dura dokuları da ayrıca modellenmiştir.

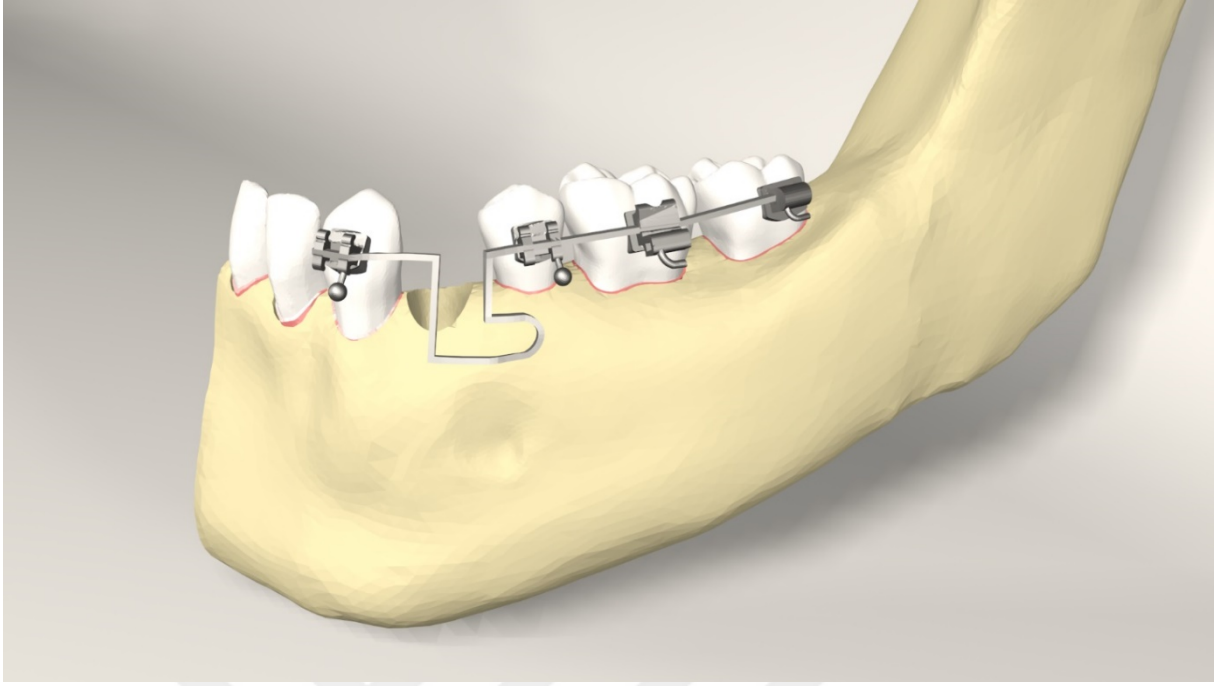
Braketler, büyük azı tüpleri ve teller ise 0,022 slot braket, 0,016x0,022 inç ve 0,019x0,025 inç TMA tel (Ormco Corp., Orange, CA, ABD) ölçüleri baz alınarak ve üç boyutlu program (Rhinoceros 4.0) aracılığıyla modellenmiştir ve manuel olarak düzenlenmiştir.



Şekil 8: Dişlerin modellenmesi



Şekil 9: Dişler, periodontal ligament ve mekaniğin modellenmesi



Şekil 10: Kemik, dişler ve mekaniğin modellenmesi

Dişlerin bukkal yüzeylerine 0,022 inç slot bir maksiller molar tüp, küçük azı ve kanin diş paslanmaz çelik braketleri yerleştirilmiştir. Dişleri çevreleyen periodontal ligamentin kalınlığı 0,2 mm'ye ayarlanarak alveolar kemiğe ve kök semente gömülmüştür (Şekil 10). 1. modelde 0,016x0,022 inç paslanmaz çelik ark teli; 2. modelde ise 0,019x0,025 inç paslanmaz çelik ark teli, 8x8 mm L loop şeklinde üç boyutta tasarlanmıştır.

Bu şekilde dişler, braketler, teller, mandibular kortikal kemik ve spongios kemik gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındıktan sonra Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seaattle, WA 98103, ABD) yazılımında modellerin üç boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmesiyle modelleme işlemi tamamlanmıştır.

3.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Modeller, VRMesh Studio yazılımı (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra .stl formatında Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) yazılımına aktarılarak analize hazır hale getirilmiştir. Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Çünkü .stl formatında

düğümlemlerin koordinat bilgileri de saklanır, böylece programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmaz. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin hangi çeneye ait olduğunun (maksilla ya da mandibula) ve yapıların materyal özelliklerinin yazılıma tanıtılması gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Young modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir. Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

MATERYAL	ELASTİKLİK (YOUNG) MODÜLÜ(N/mm ²)	POİSSON ORANI
Çelik (braketler)	200000	0.29
TMA (Titanium-Molybdenyum alaşım) ark teli	62000	0.3
Dişler	18600	0.31
Periodontal Ligament	0,69	0.45
Kortikal kemik	13700	0.3
Spongios kemik	1370	0.3

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyallere ait Young modülleri ve Poisson oranları

3.3. Ağ Yapısının Oluşturulması

Ağ yapısının oluşturulması işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır.

Çalışmanın gerçeğe daha uygun şekilde sonuçlanması için programın kapasitesi oranında, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler, çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

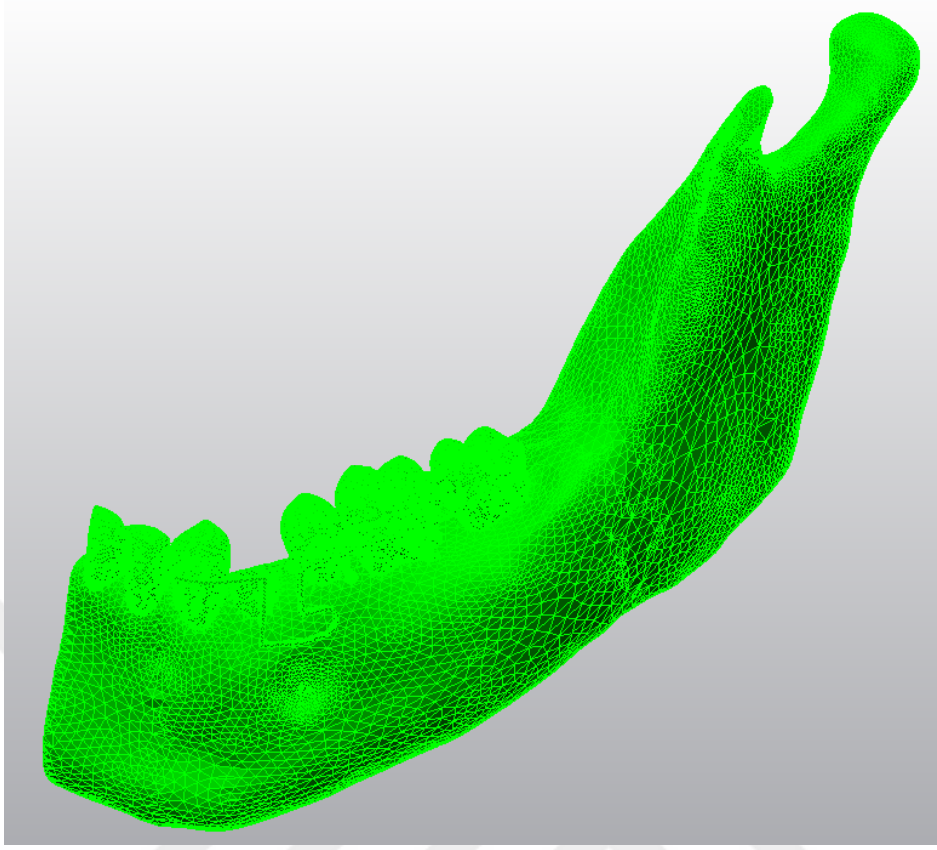
Farklı tel kalınlıklarına ait matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıdaki şekildedir:

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
1.Model (0,016x0,022)	159 373	737 298
2.Model (0,019x0,025)	159 122	736 829

Tablo 2: Çalışmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları

Manuel çizim yapılarak elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderilmiştir ve Boolean yöntemi ile braketler, molar tüpleri, teller, diş ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılarak kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

Rhinoceros 4.0'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. 2 farklı boyuttaki TMA teller (0,016x0,022 ve 0,019x0,025 inç) ile oluşturulan 2 model grubuna 100'er g kuvvet uygulanarak toplamda 2 analiz yapılmıştır.

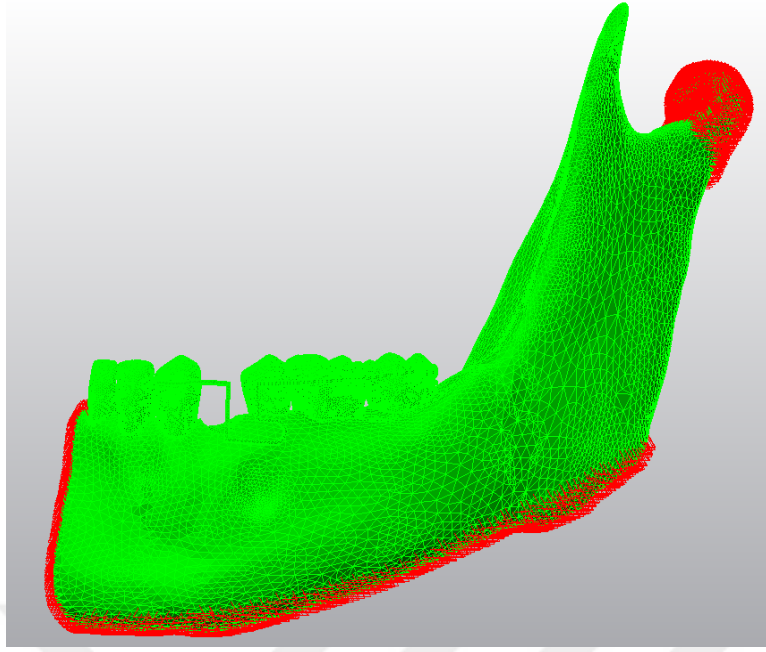


Şekil 11: Ağ yapılarının oluşturulması

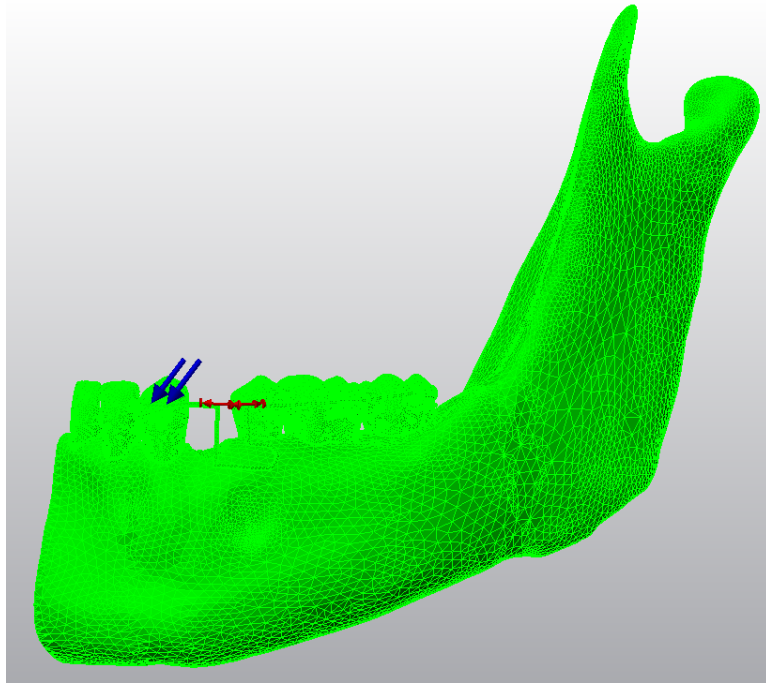
Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 düğüm noktalı elemanlar kullanır. 8 düğüm noktalı elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7, 6, 5 ve 4 düğüm noktalı elemanlar kullanılır.

3.4. Sınır Koşullarının tanımlanması

Model çene kemiğinin alt kısmından her serbestlik seviyesinde (Degree of freedom) sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



Şekil 12: Mandibulanın sabitlelenme noktaları



Şekil 13: Model üzerinde karşılıklı kuvvet uygulama noktalarının görüntüsü

Birinci modelde 0,016x0,022 inç tel kalınlığındaki TMA'dan bükülen ve çekim boşluğunun orta bölgesine uygulanan L-Loop bükümlü mekaniğe kanin mezialinden, ikinci modelde 0,019x0,025 inç tel kalınlığındaki TMA'dan bükülen ve çekim boşluğunun orta bölgesine uygulanan L-Loop bükümlü mekaniğe kanin mezialinden mezial yönlü 100 g kuvvet uygulanmıştır.

Araştırmamızda 2 farklı tel kalınlığında hazırlanan mekanik için toplam 2 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin nasıl değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda; alt birinci küçük azı diş çekimli sabit tedavilerde, alt kanin dişin eksen eğiminin düzeltilmesi için iki farklı tel kalınlığında uygulanan bir mekaniğin dişlerde ve çevre dokularda oluşturduğu stresler (von Mises stres değerleri, maksimum asal stres değerleri, minimum asal stres değerleri) ile transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirmeler sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen bulgular, kuvvetin uygulandığı andaki ilk değerleri ifade etmektedir. Analiz sonuçları değerlendirilirken daha önceden belirlenen değer aralığı skalasına göre renklendirilmiş görüntülerden ve bu görüntüler üzerinde belli düğüm noktalarında ölçülen sayısal değerlerden yararlanılmıştır. Bu sayısal değerlerden maksimum asal stres, von Mises stresi ve yer değiştirme değerleri pozitif değerler iken minimum asal stres negatif olarak ifade edilir ancak mutlak değer alınarak gruplar arasında karşılaştırma yapılır. Renkli gösterilen alanlardaki değerlerin yorumlanmasında ise her bir görselin sol üst kısmında bulunan renk-değer aralığı skalasından yararlanılır. Von Mises stresi, maksimum asal stres ve yer değiştirmelerin analizinde kırmızı alanlar stresin ya da yer değiştirmenin en çok yoğunlaştığı bölgeleri, mavi alanlar ise en az olduğu bölgeleri ifade eder. Minimum asal stresin, negatif değer olarak ifade edilmesinden dolayı analizde sayısal değer olarak küçük ancak mutlak değer olarak büyük sonuçlar elde edilir, böylece minimum asal stres analizinde mavi alanlar stresin en yoğun olduğu bölgeleri gösterirken kırmızı alanlar stresin en az olduğu bölgeleri belirtir.

Çalışmamızda yer değiştirmeleri gösteren analiz sonuçlarının verildiği şekillerdeki x eksenini transversal yönü göstermekte olup bukkal-lingual yöndeki yer değiştirmeyi, y eksenini sagittal yönü göstermekte olup mezial-distal yöndeki yer değiştirmeyi ve z eksenini de vertikal yönü göstermekte olup oklüzal-gingival yöndeki yer değiştirmeyi ifade etmektedir.

Çalışmamızda stres değerleri "N/mm²", yer değiştirme değerleri ise "mm" olarak ifade edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan braketler, teller, dişler ve kemik yapı üzerinde oluşan stres dağılımları ve çeşitli noktalardaki yer değiştirmeler 0,016x0,022 inç TMA tel ve 0,019x0,025 inç TMA tel için ayrı ayrı analiz edilerek aşağıdaki sırayla bulgulanmıştır:

- Genel yapıdaki von Mises stres dağılımları
- Dişler üzerindeki von Mises stres dağılımları
- Dişler üzerinde çeşitli eksenlerde yer değiştirme değerleri

- Dişler üzerindeki maksimum asal stres dağılımları
- Dişler üzerindeki minimum asal stres dağılımları
- Kortikal kemikteki von Mises stres dağılımları
- Kortikal kemikteki maksimum asal stres dağılımları
- Kortikal kemikteki minimum asal stres dağılımları
- Spongiyoz kemikteki von Mises stres dağılımları
- Spongiyoz kemikteki maksimum asal stres dağılımları
- Spongiyoz kemikteki minimum asal stres dağılımları
- Braketler ve tel üzerindeki von Mises stres dağılımları
- Telin çeşitli eksenlerde yer değiştirme değerleri

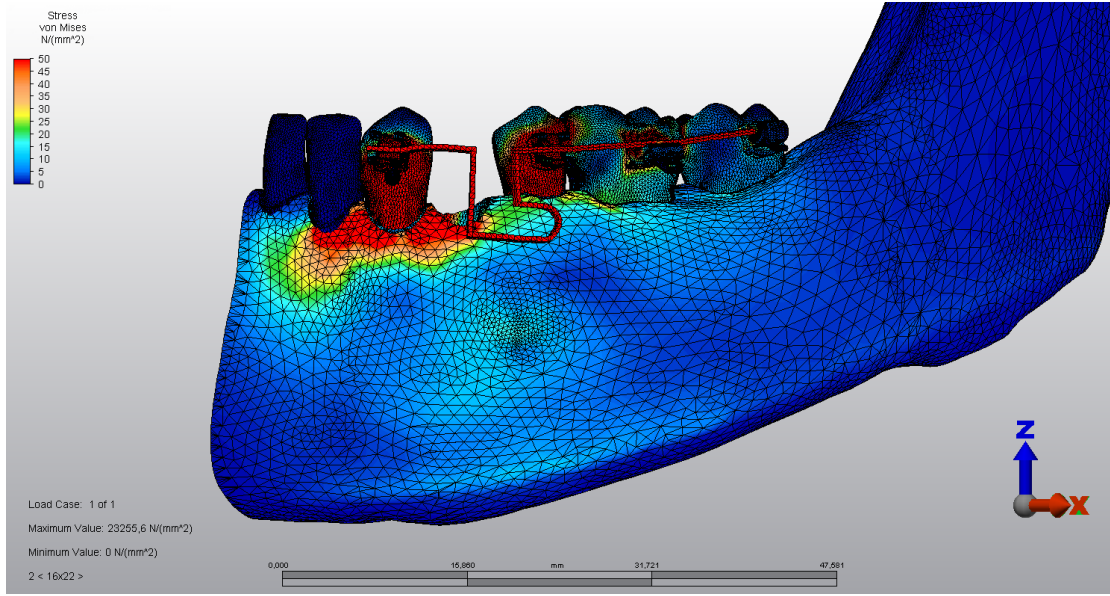
4.1. Birinci Modele (0,016x0,022 inç TMA Ark Teli) Ait Bulgular

4.1.1. Genel Yapıdaki von Mises Stres Dağılımları

0,016x0,022 inç TMA tel ile kuvvet uygulanmış modelin analizinde genel yapıdaki gerilme değerleri Şekil 14’de gösterilmektedir. Buna göre en fazla stres, kanin dişin bukkalinde braketin üst sınırından koleye kadar olan bölgede, 2. küçük azı dişin bukkalinde braket çevresi ve koleye kadar olan bölgede, 1. ve 2. büyük azı dişlerin mezial kontak noktasının üzerinde kalan bölgede gözlenmektedir.

Periodontal dokularda da lateral kesici dişin mezialinden başlayarak bukkalinde yoğunlaşan, kanin dişin kole bölgesinden çekim bölgesinin orta üçlüsüne kadar uzanan bir gerilme gözlenmektedir. Bu gerilme 1. büyük azı dişin kole bölgesinin mezialinde de azalarak devam etmektedir.

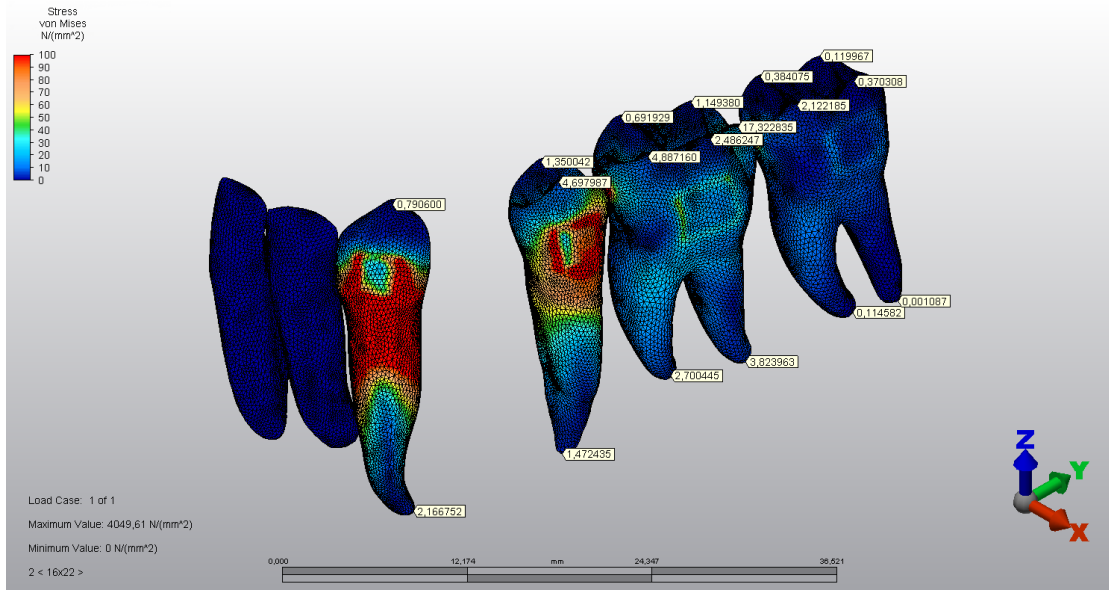
Ayrıca tüm tel boyunca en yüksek gerilme değerleri gözlenmektedir.



Şekil 14: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu genel yapıdaki von Mises stres dağılımları (Değer aralığı 5 birim)

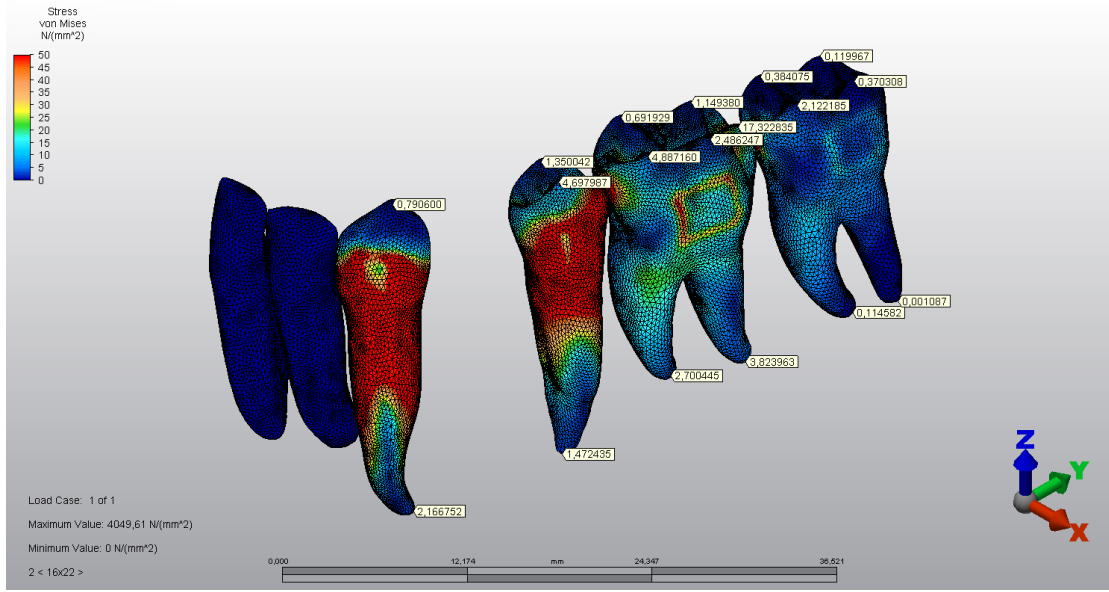
4.1.2. Dişler Üzerindeki von Mises Stres Dağılımları

0,016x0,022 TMA tel ile kuvvet uygulanmış modelin analizinde dişlerdeki gerilme değerleri Şekil 15a, Şekil 15b ve Şekil 15c’de farklı değer aralıkları belirlenerek gösterilmektedir. İlgili analiz görsellerinde değer aralığı küçüldükçe detay artmaktadır. Bu analiz görselleri incelendiğinde Şekil 15a’da en fazla gerilme değerleri kanin dişin braket bölgesi hariç olmak üzere braket üst sınırının altından başlayarak kökün koronal yarısına kadar inen bölgede; 2. küçük azı dişte ise yine dişin braket üst sınırından başlayan bölgesinden koleye kadar indiği ve koleyi de içerdiği görülmektedir (100 N/mm^2). Ayrıca 1. büyük azı dişin mezial kontak noktasında da bir miktar azalmakla birlikte yoğun bir gerilme mevcuttur. 1. ve 2. büyük azı dişlerin bukkal yüzeylerinde sadece tüplerin yapışma bölgelerinde hafif gerilme alanları gözlenmektedir.



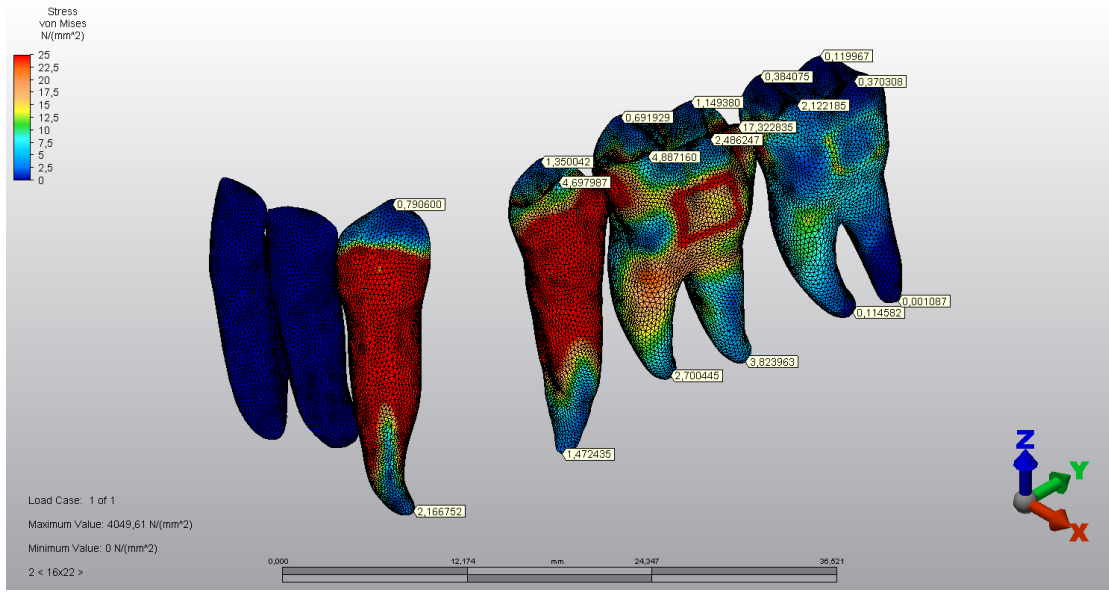
Şekil 15a: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değerleri (Değer aralığı 10 birim)

Şekil 15b'deki değer aralığı 0-50 N/mm² olarak belirlenen analiz sonucuna göre, kanin ve küçük azı dişlerde braket üst sınırının altından başlayarak kökün apikal üçte birlik kısmına kadar uzanan von Mises stres yoğunluğu izlenmektedir. İzlenen stres yoğunlaşma bölgesi, Şekil 15a'dan farklı olarak braket altındaki bölgeyi de içermektedir. Bu stres, kanin ve küçük azı dişlerin mezial ve distal kontak noktalarında da var olup, 1. büyük azı dişte mezial kontak noktasında ve tüpün yapışma bölgesinin etrafında da görülmektedir (30-50 N/mm²). Yine 2. büyük azı dişte tüpün yapışma bölgesinin etrafında da daha az olmakla birlikte stres alanları görülmektedir (15-25 N/mm²). İlgili dişlerin tüberkül tepeleri değerlendirildiğinde, en fazla gerilmenin 1. büyük azı dişin distal tüberkülünde (17,322835 N/mm²); en az gerilmenin ise 2. büyük azı dişin distolingual tüberkülünde (0,119967 N/mm²) olduğu görülmektedir. Köklerde oluşan gerilmelere bakıldığında ise en yüksek değerlerin sırasıyla 1. büyük azı dişin distal (3,823963 N/mm²) ve mezial (2,700445 N/mm²) köklerinde olduğu görülmektedir. Ayrıca 2. büyük azı distal kökü de gerilmenin en az olduğu kök olarak değerlendirilmektedir (0,001087 N/mm²).



Şekil 15b: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değeri (Aralığı 5 birime daraltılmış skala)

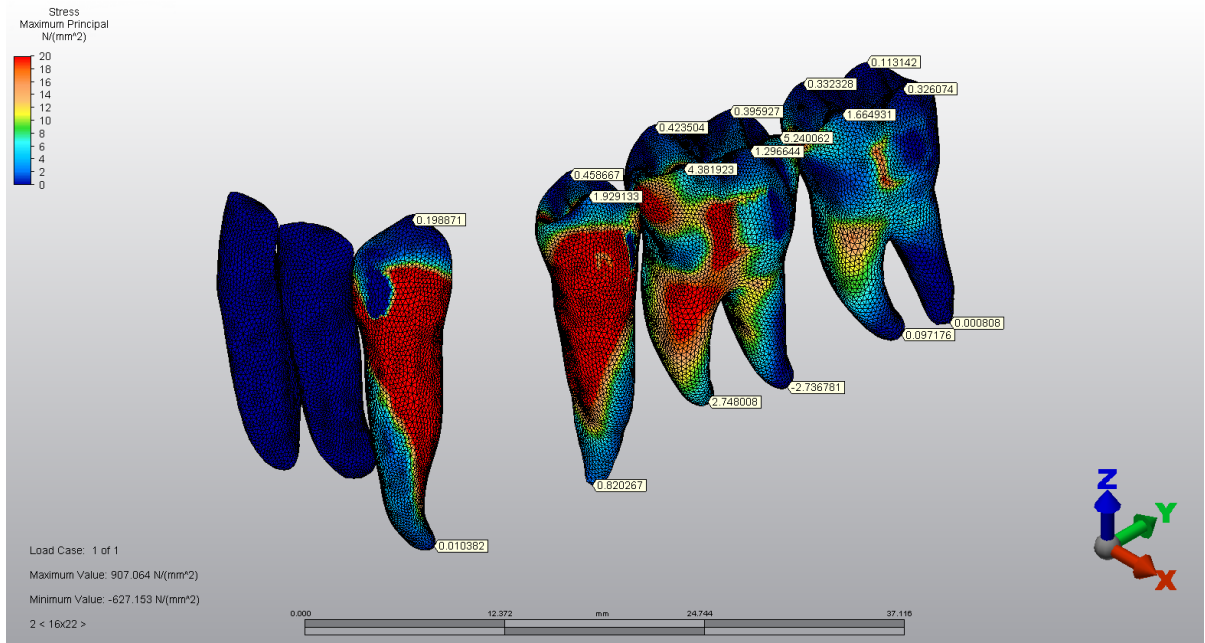
Şekil 15c'deki değer aralığı 0-25 N/mm² olarak belirlenen analiz sonucuna göre kanin dişte kronun insizal üçte birlik bölgenin alt sınırından kökün apikal üçlüsüne kadar uzanan, 2. küçük azı dişin insizalinden kökün apikal üçlüsüne kadar uzanan ve 1. ve 2. büyük azı dişlerin mezial ve distal kontak noktalarında yoğun gerilmeler izlenirken (25 N/mm²), 1. büyük azı dişte tütün yapıştığı diş bölgesi ile kökte bifurkasyon bölgesinin mezial ve distalinde diğerlerinden daha az oranda yoğunlaşan gerilmeler izlenmektedir (17,5-25 N/mm²). Yine aynı değer aralığında en az gerilme değerleri kanin dişin insizalinde, 2. büyük azı dişin tüberkül tepeleri ve distal kökünde görülmektedir.



Şekil 15c: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değeri (Aralığı 2,5 birime daraltılmış skala)

4.1.3. Dişler Üzerindeki Maksimum Asal Stres Dağılımları (Gerilme)

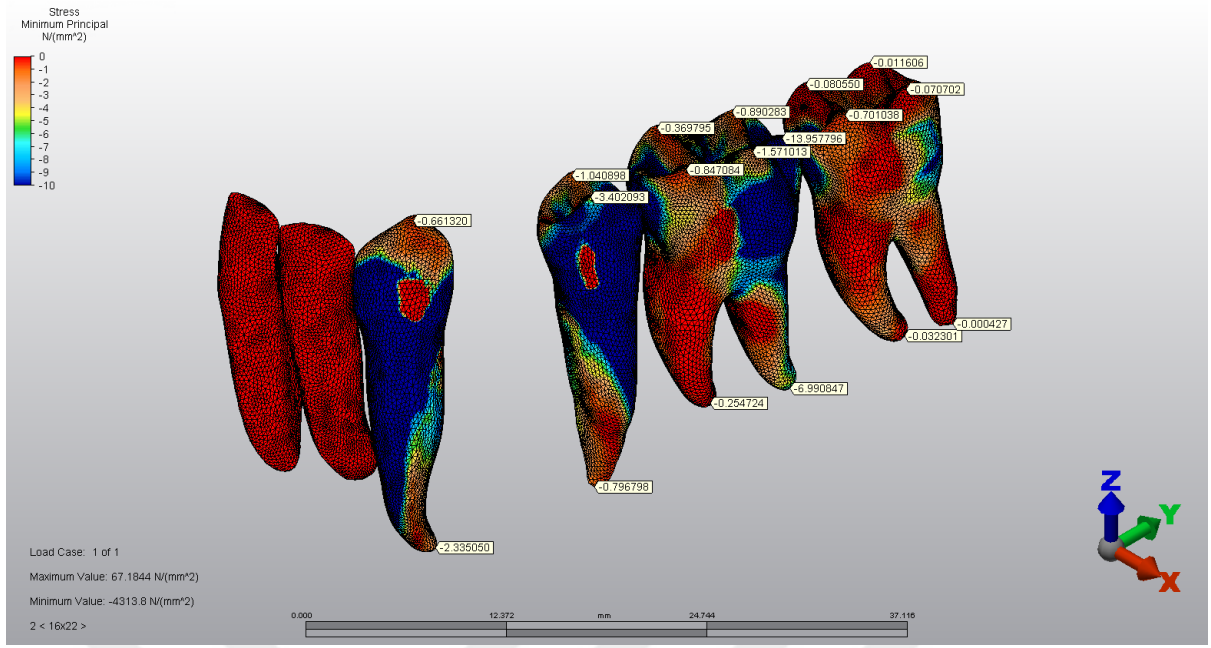
Şekil 16'da gösterilen analiz sonuçlarına göre en yüksek gerilme değerleri, kanin dişin distal yüzünde krondan başlayarak tüm kök yüzeyinde ve 2 küçük azı dişin mezial yüzünde krondan başlayarak tüm kök yüzeyinde; 1. büyük azı dişin kole çizgisi çevresi hariç kronun mezial kontak noktası çevresi ve mezial kökün apikal 1/3'üne uzanan vestibül bölgesinde ve kronda tüp altında kalan alandan bifurkasyona kadar olan bölgede gözlenmiştir.



Şekil 16: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki maksimum asal stres dağılımları

4.1.4. Dişler Üzerindeki Minimum Asal Stres Dağılımları (Sıkışma)

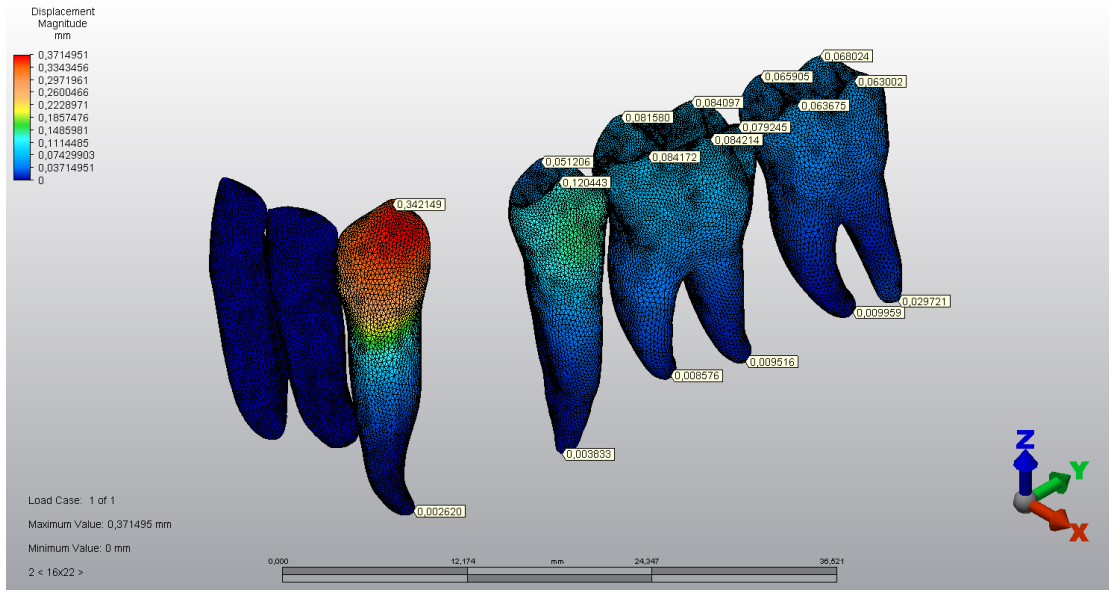
Şekil 17’de gösterilen analiz sonuçlarına göre en yüksek sıkışma değeri, 1. büyük azı dişin distal tüberkül tepesinde elde edilmiştir ($-13,957796 \text{ N/mm}^2$). Diğer yüksek sıkışma değerleri ise, kanin dişin mezial yüzeyinde krondan başlayarak kökün apikaline kadar, ikinci küçük azı dişte distal yüzeyde krondan başlayarak kökün apikaline kadar olan bölgede; 1. büyük azı dişin kontak bölgelerinde ve kronun distal yarısında; 2. büyük azı dişin kontak bölgesinde gözlenmektedir.



Şekil 17: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki minimum asal stres dağılımları

4.1.5. Dişler Üzerinde Oluşan Bileşke Yer Değiştirme Değerleri

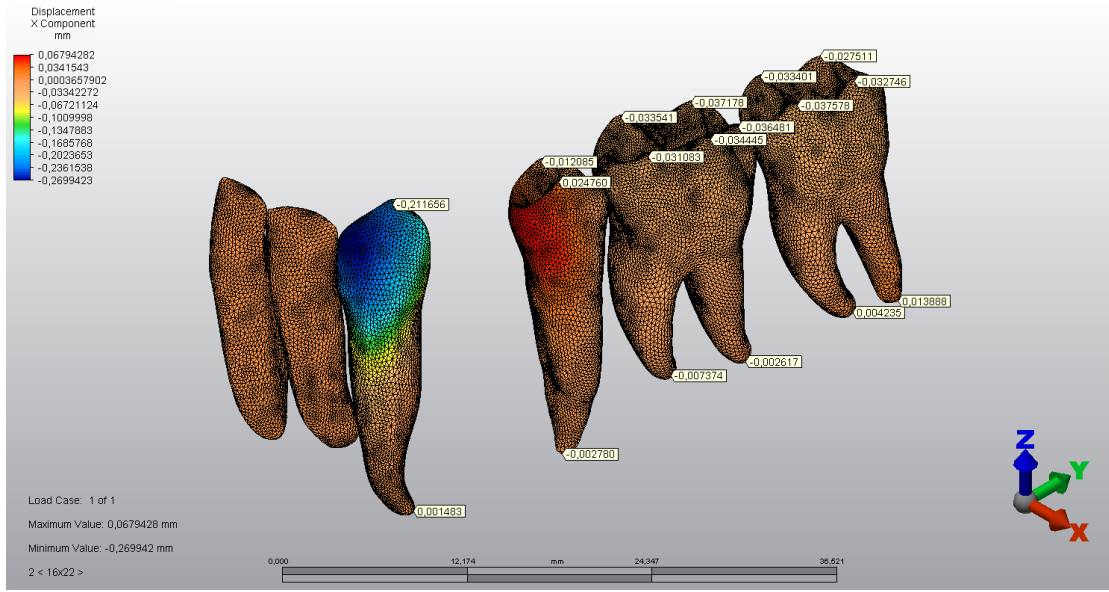
Şekil 18’de gösterilen analiz sonucuna göre genel yapıdaki yer değiştirme miktarları değerlendirilmiştir. Buna göre en fazla yer değiştirme, kanin dişin kronunun insizalinde gözlenmiştir. 2. küçük azı dişin kronunun insizalinde de yine az miktarda yer değiştirme söz konusudur. Yer değiştirme miktarı, 2. büyük azı distal tüberküllerine doğru gittikçe azalmaktadır. Ayrıca tüm diş köklerinin apikallerinde yer değiştirme hemen hemen yok gibidir.



Şekil 18: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki yer değiştirmelerin genel görünümü

4.1.5.1. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler

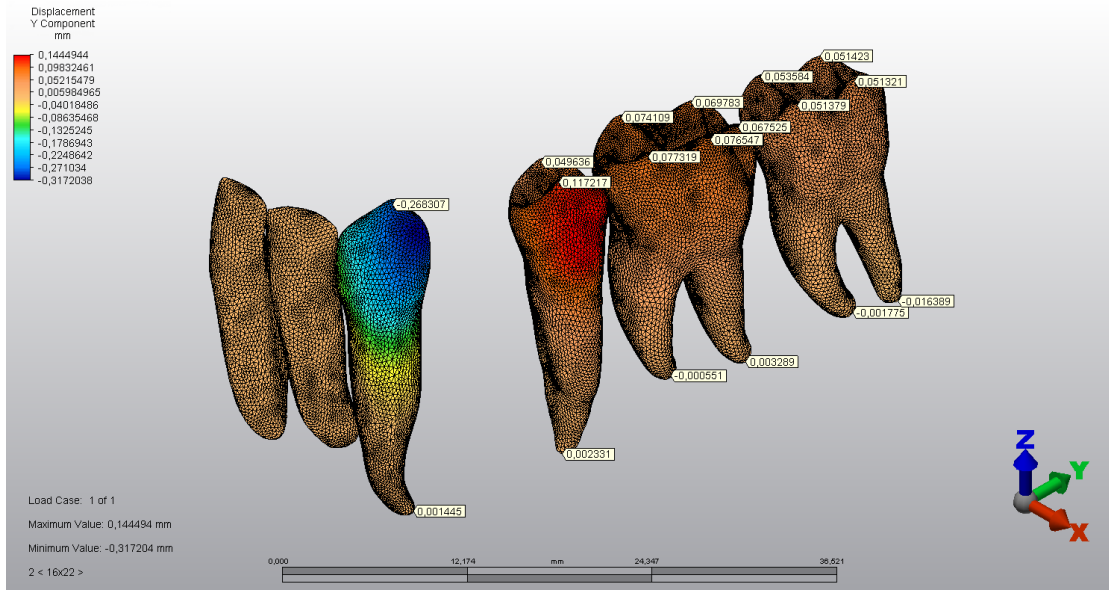
Yapılan analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 19’da gösterilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen pozitif değerler bukkal yönde hareketi, negatif değerler ise posterior dişler için lingual yönde, kanin diş için ise meziolingual yönde hareketi ifade etmektedir. X ekseninde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kronunun bukkalinde mezial yarıda ve meziolingual yönde olduğu görülmektedir. Yine 2. küçük azı dişin kronunun bukkalının mezial yarısında bukkal yöne doğru bir yer değiştirme görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre 2. küçük azı dişin palatinal tüberkülünde, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin tüm tüberküllerinde az miktarda linguale doğru yer değiştirme gözlenmektedir. Genel olarak 1. ve 2. büyük azı dişlerinin kron ve kolelerindeki yer değiştirmeler önemsenmeyecek kadar az miktardadır.



Şekil 19: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin transversal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.1.5.2. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler

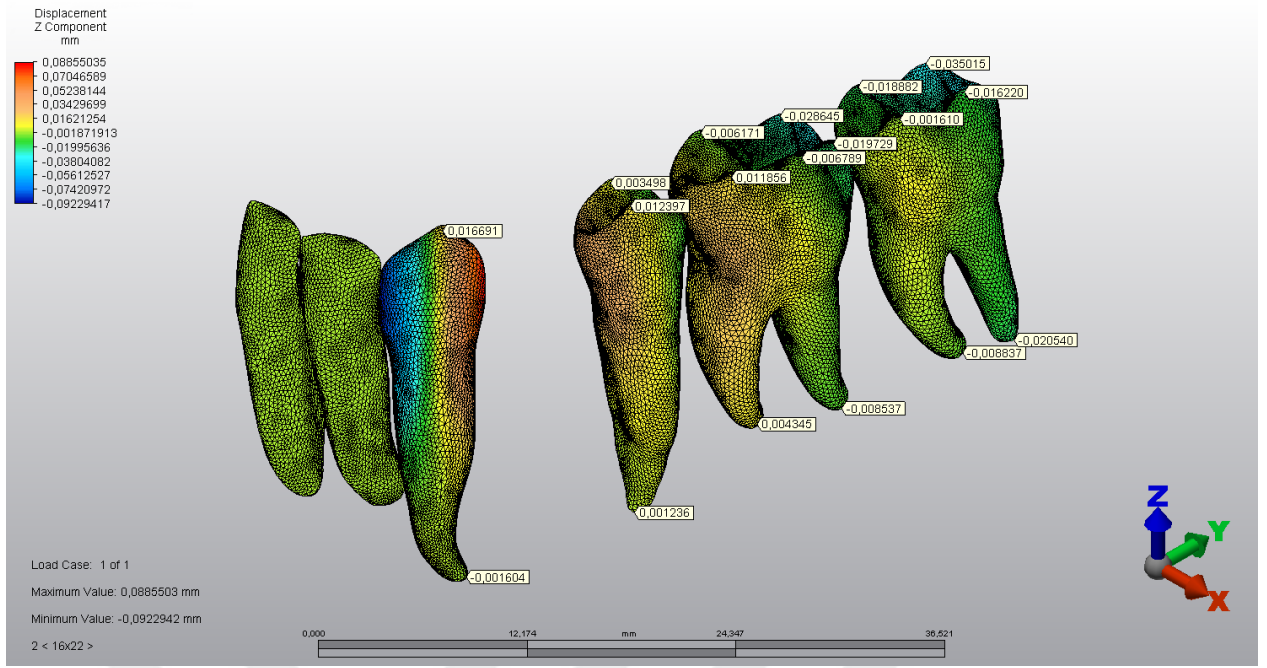
Yapılan analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 20’de gösterilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen pozitif değerler distal yönde hareketi, negatif değerler ise mezial yönde hareketi ifade etmektedir. Buna göre sagittal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kronunun bukkal bölgesinde distal yarıda ve mezial yönde olduğu görülmektedir. 2. küçük azı dişin kronunda distale doğru bir yer değiştirme gözlenmektedir. 1. ve 2. büyük azı dişlerde kronlarda sagittal ekseninde distal yönde yer değiştirme görülmekte iken köklerdeki yer değiştirme miktarı minimum değerlerde izlenmektedir.



Şekil 20: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.1.5.3. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler

Yapılan analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 21’de gösterilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen pozitif değerler oklüzal yönde hareketi, negatif değerler ise gingival yönde hareketi ifade etmektedir. Buna göre vertikal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin mezialinde kronundan başlayarak kökün orta üçlüsüne kadar intrüzyon hareketi gösterecek gibi olduğu gözlemlenmektedir. Yine kanin dişin distalinde köke doğru azalan değerlerde oklüzal yönde yoğun bir yer değiştirme mevcuttur. 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin mezial yarılarında posteriora doğru ve krondan köke, mezialden distale doğru azalan değerlerde hareket görülmektedir.

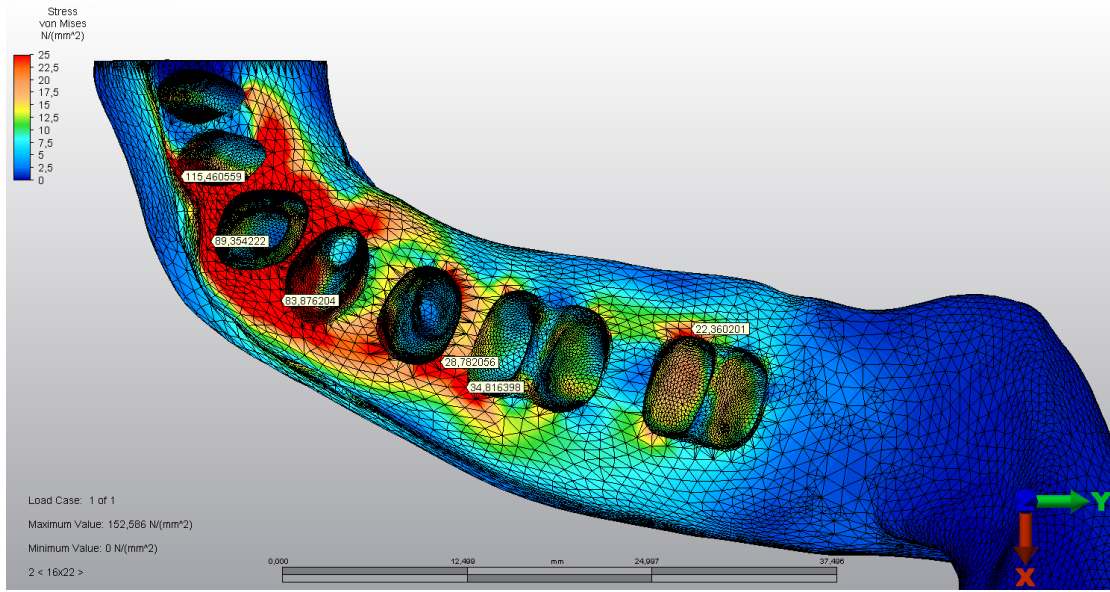


Şekil 21: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri

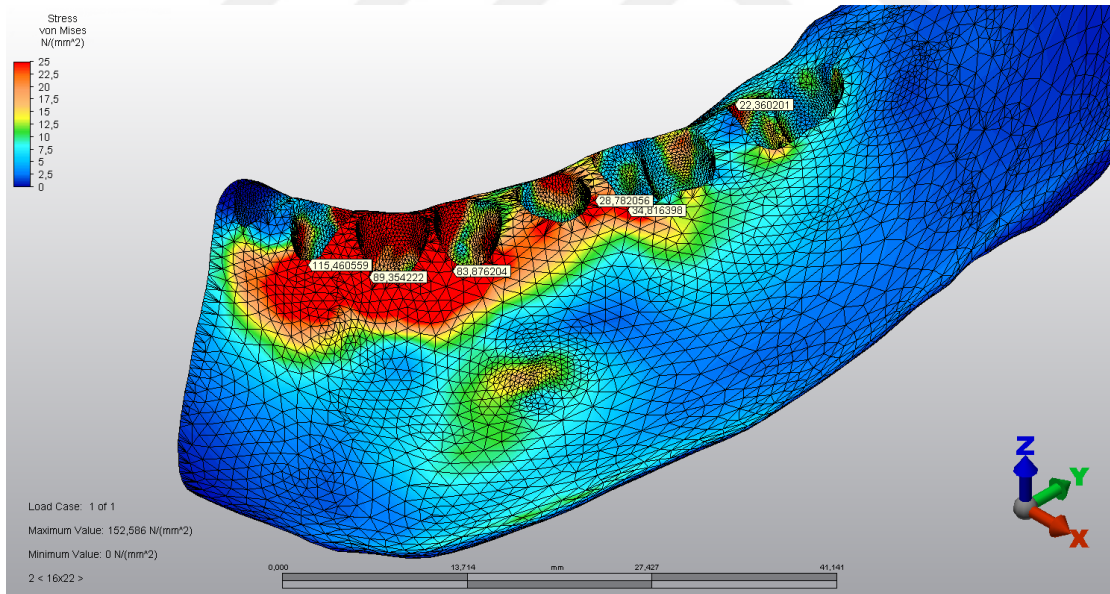
4.1.6. Kortikal Kemikteki von Mises Stres Dağılımları

0,016x0,022 inç TMA tel ile yapılan analizlere göre kortikal kemik katmanının diğer dokulardan izole edilerek elde edilen görüntülerindeki von Mises stres dağılımları Şekil 22a ve Şekil 22b'deki gibidir. Bu şekiller incelendiğinde, oklüzal görünümde von Mises stres değerlerinin lateral dişin bukkalde ve lingualde ortasından başlayarak, kanin dişi çepeçevre saran bölgede, çekim bölgesinin mezial yarısında, 2. küçük azı dişin vestibülünde ve distolingualinde, 1. büyük azı dişin mezial kökünün çevresinde bukkal bölgede ve 2. büyük azı dişin distal kökünün lingualinde yoğunlaştığı gözlenmektedir. Bu gerilmeler lateral dişin vestibülünde 115,460559 N/mm², 2. büyük azı dişin distal kökünün lingualinde ise 22,360201 N/mm² olarak ölçülmüştür (Şekil 22a).

Yine aynı analize ait bukkal görünümde ise von Mises streslerinin lateral dişin mezialinden 1. büyük azı dişin mezialine kadar uzanan bölgede kesintisiz yoğun bir şekilde devam ettiği görülmektedir (Şekil 22b).



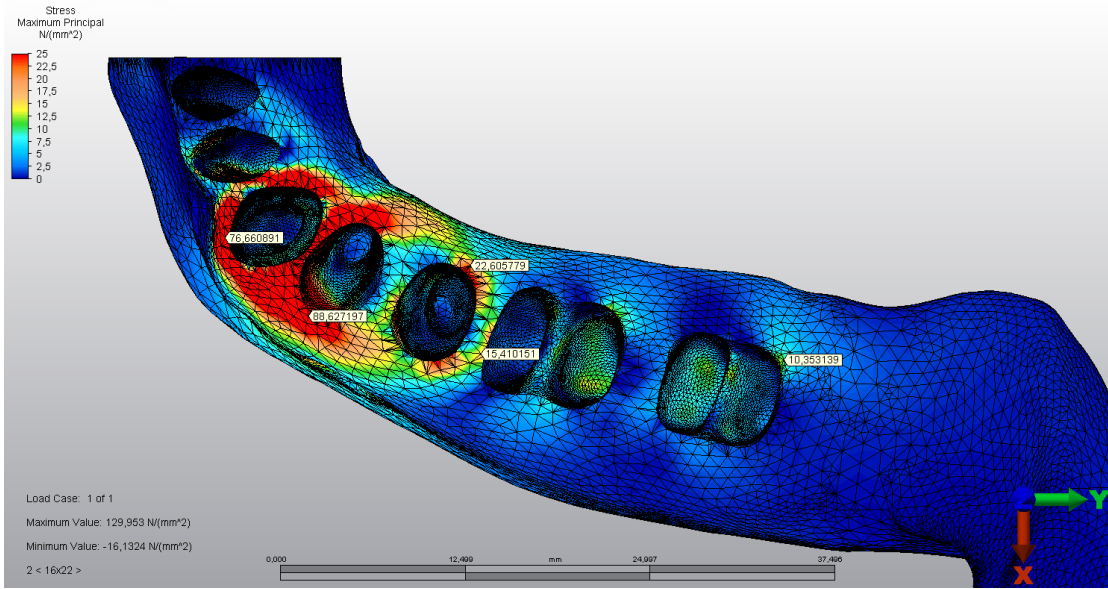
Şekil 22a: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait stres dağılımları (Oklüzal görünüm)



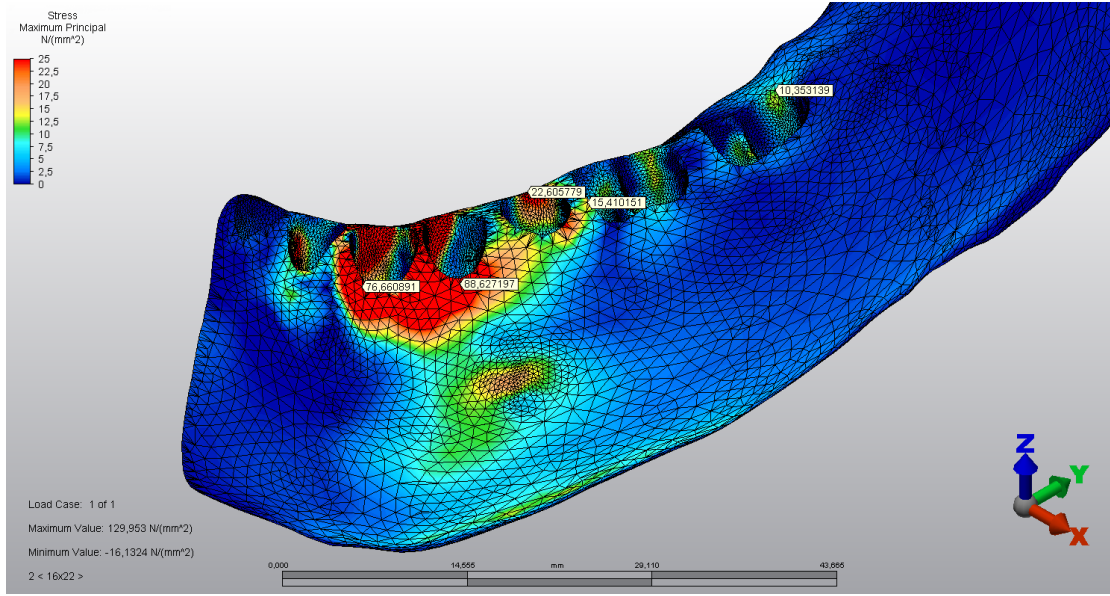
Şekil 22b: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait stres dağılımları (Bukkal görünüm)

4.1.7. Kortikal Kemikteki Maksimum Asal Stres Dağılımları

0,016x0,022 inç TMA tel ile yapılan analizlere göre kortikal kemik tabakasında oluşan maksimum asal stres dağılımları Şekil 23a ve Şekil 23b’de gösterilmektedir. Buna göre en yüksek maksimum asal stres değeri, oklüzalden bakıldığında kanin dişi çevre saran kortikal kemik tabakasında, çekim bölgesinin mezial yarısında ve daha az miktarda 2. küçük azı dişin distolingual ve distobukkal bölgelerinde görülmektedir. Maksimum asal stres değeri, kanin dişin bukkalinde $76,660891 \text{ N/mm}^2$ ve çekim bölgesinin bukkalinde $88,627197 \text{ N/mm}^2$ olarak gözlenirken posterior doğru azalarak 2. büyük azı dişte $10,353139 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmektedir (Şekil 23a). Bukkalden bakıldığında ise kanin dişin ve çekim bölgesinin bukkalinde en yoğun maksimum asal stres gözlemlenirken 2. küçük azı dişe gelindiğinde bir miktar azalarak devam ettiği görülmektedir (Şekil 23b).



Şekil 23a: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal stres değerleri (Oklüzal görünüm)

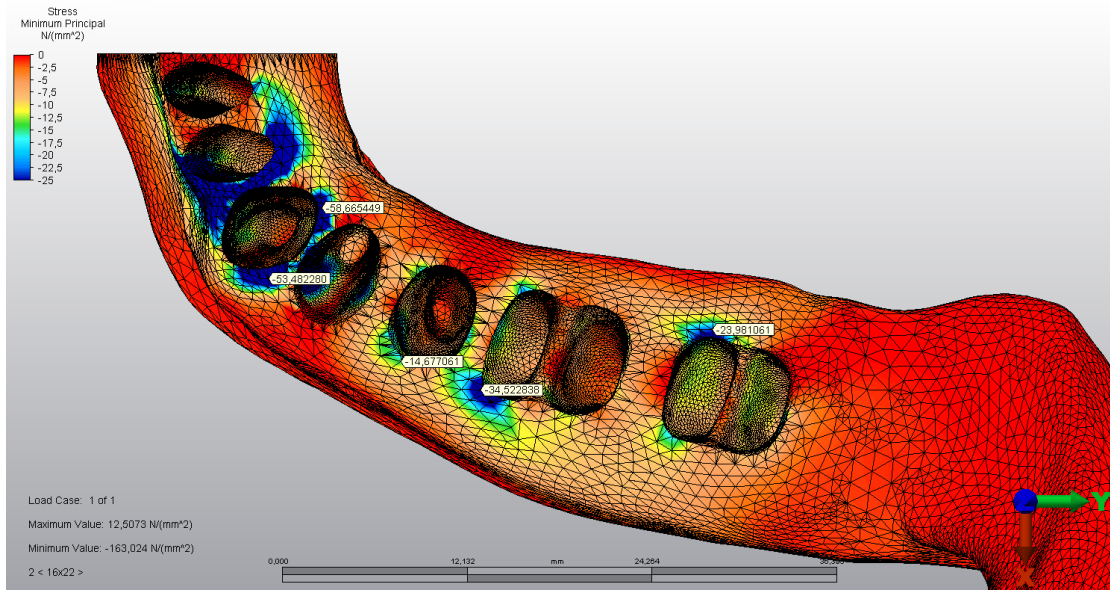


Şekil 23b: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal stres değerleri (Bukkal görünüm)

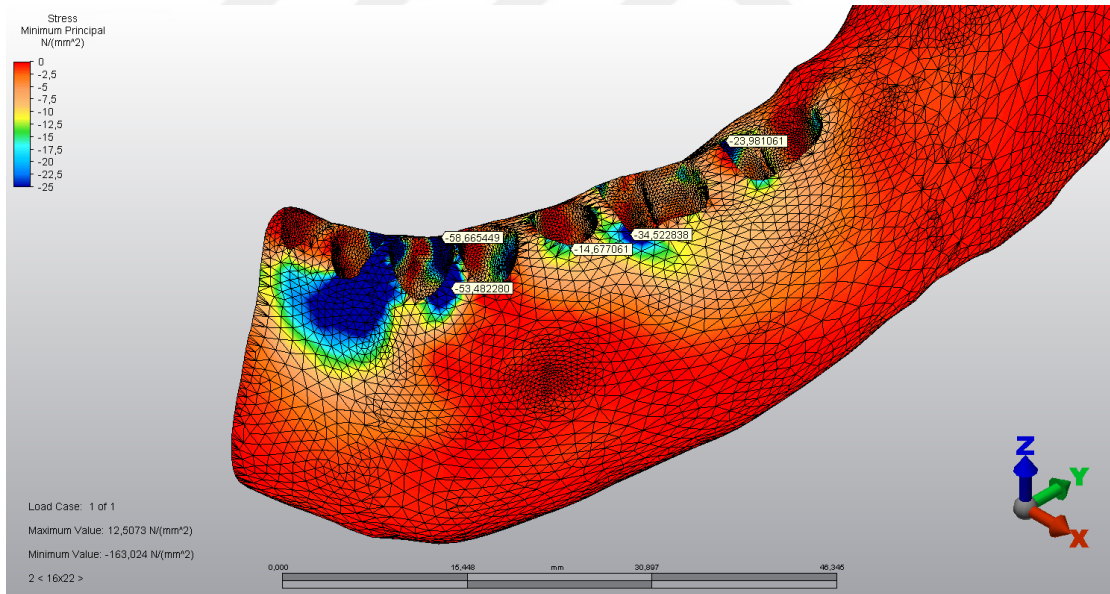
4.1.8. Kortikal Kemikteki Minimum Asal Stres Dağılımları

Şekil 24a ve Şekil 24b’de kortikal kemikte analiz edilen minimum asal stres dağılımları görülmektedir. Buna göre Şekil 24a’daki oklüzalden görünümde en fazla sıkışma; lateral dişin kolesinin distal yarısında labial ve lingualini içine alan bölgede, kanin dişin kolesinin distolingual ve distolabial köşelerinde, 1. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün bukkalinde kalan bölgesinde ve 2. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün lingualinde kalan bölgesinde gözlenmektedir.

Şekil 24b’deki bukkal görünümde ise lateral dişin bukkal ve distal seviyesinde, kanin dişin distobukkal kole seviyesinde ve 1. büyük azı dişin mezial kökünün bukkal kole seviyesinde kortikal kemikte en fazla sıkışma gözlenmektedir.



Şekil 24a: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait sıkışma değerleri (Oklüzal görünüm)

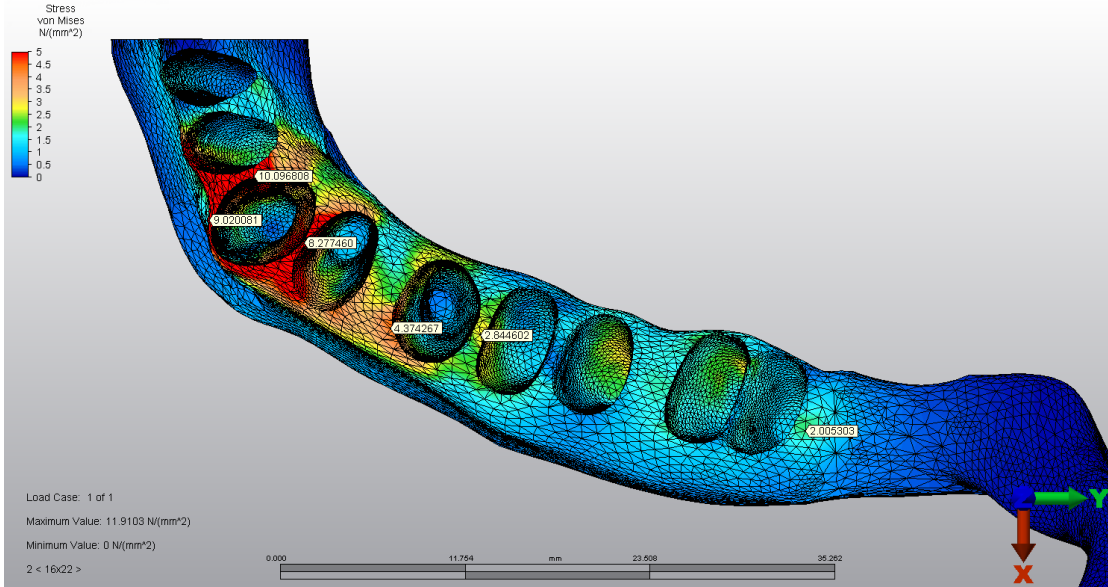


Şekil 24b: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait sıkışma değerleri (Bukkal görünüm)

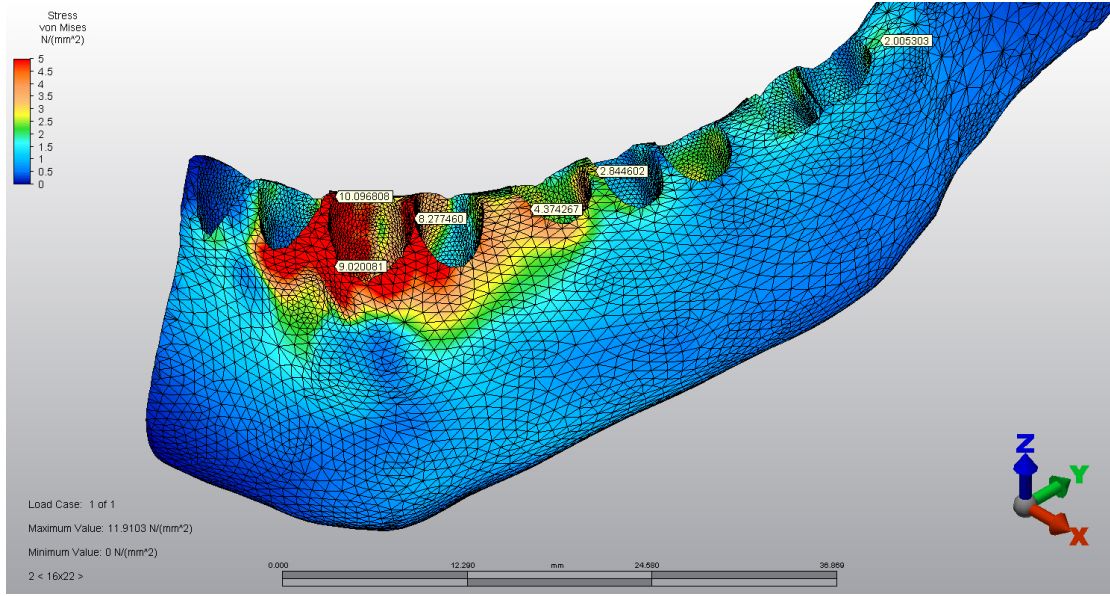
4.1.9. Spongiyoz Kemikteki von Mises Stres Dağılımları

0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemikteki von Mises stres dağılımları, Şekil 25a ve Şekil 25b’de gösterilmiştir. Bu şekillere göre oklüzal görünümde von Mises streslerinin spongiyoz kemik üzerinde en fazla lateral kesici dişin bukkal ve distalinde, kanin dişin mezial, distal ve bukkalinde; ve çekim bölgesinin mezial yarısında yoğunlaştığı ve 2. küçük azı dişin bukkalinde azaldığı gözlenmiştir. Ölçülen değerler kanin dişin mezialinde 10,096808 N/mm², bukkomezialinde 9,020081 N/mm², kanin dişin distalinde 8,277460 N/mm², 2. küçük azı dişin mezialinde 4,374267 N/mm², 1. büyük azı dişin mezialinde 2,844602 N/mm² ve 2. büyük azı dişin distalinde 2,005303 N/mm² şeklindedir. Kalan tüm kök çevresi bölgelerde ise 0,5-2,5 N/mm² aralığında stres değerleri mevcuttur.

Bukkal görünümde ise von Mises streslerinin yine lateral kesici dişin bukkal ve distalinde, kanin dişin mezial, distal ve bukkalinde; ayrıca çekim bölgesinin mezial yarısında yoğunlaştığı ve 2. küçük azı dişin bukkalinde azaldığı gözlenmiştir.



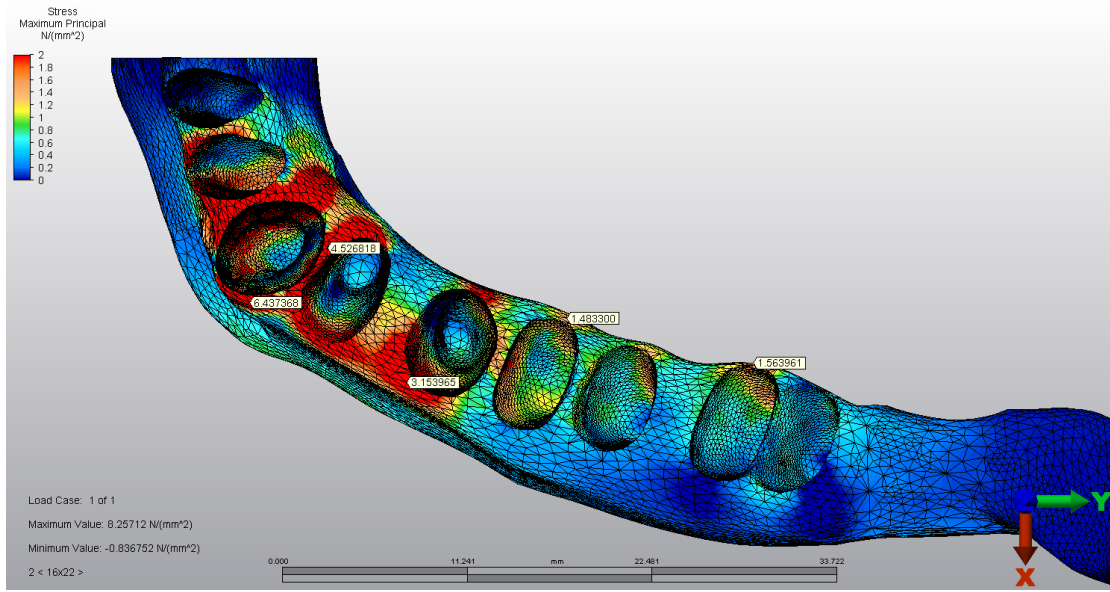
Şekil 25a: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait von Mises stres dağılımları (Oklüzal görünüm)



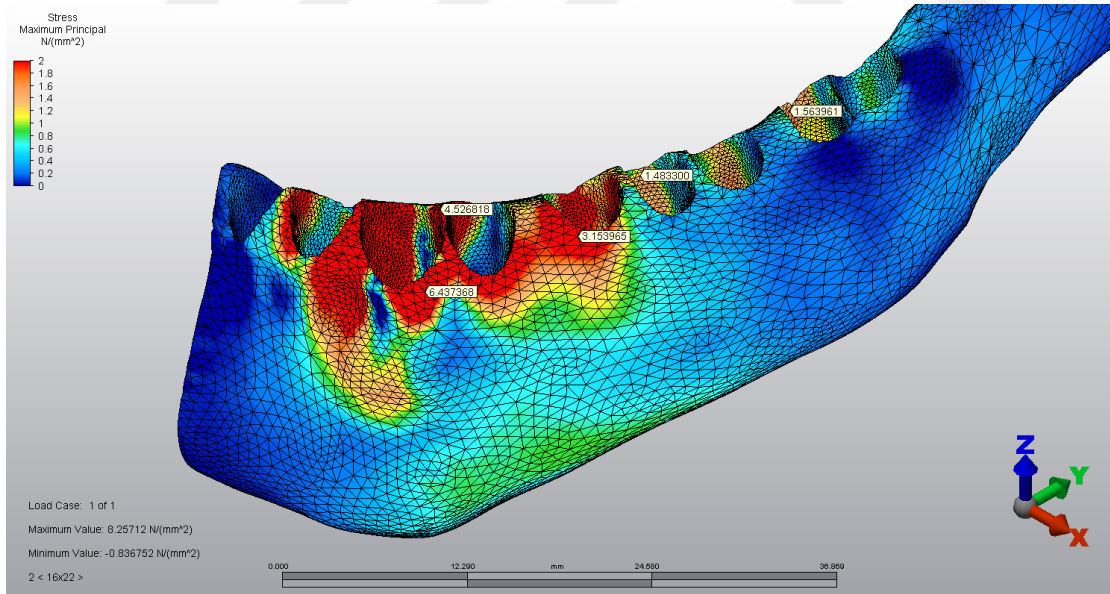
Şekil 25b: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait von Mises stres dağılımları (Bukkal görünüm)

4.1.10. Spongiyoz Kemikteki Maksimum Asal Stres Dağılımları

Çalışmamızda yapılan analiz sonucu spongiyoz kemikteki maksimum asal stres dağılımları Şekil 26a ve Şekil 26b'deki gibidir. Buna göre en fazla maksimum asal stres, kanin dişin distali, çekim bölgesinin lingual ve yine çekim bölgesinden 2. küçük azının bukkaline uzanan bölgede gözlemlenmiştir. Ölçülen değerler kanin dişin distobukkalinde $6,437368 \text{ N/mm}^2$, kanin dişin distolingualinde $4,526818 \text{ N/mm}^2$, 2. küçük azı dişin bukkalinde $3,153965 \text{ N/mm}^2$, 1. büyük azı dişin mezial kök lingualinde $1,483300 \text{ N/mm}^2$ ve 2. büyük azı dişin distal kök lingualinde $1,563961 \text{ N/mm}^2$ şeklindedir. Kalan tüm kök çevresi bölgelerde ise $0,2-1,6 \text{ N/mm}^2$ aralığında stres değerleri mevcuttur.



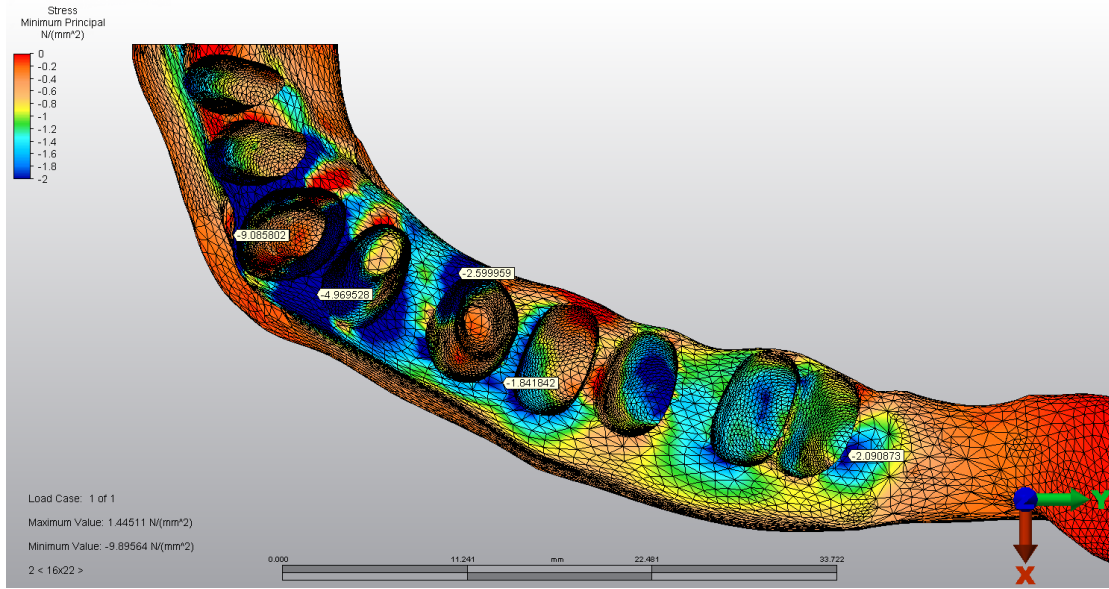
Şekil 26a: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait gerilme değerleri (Oklüzal görünüm)



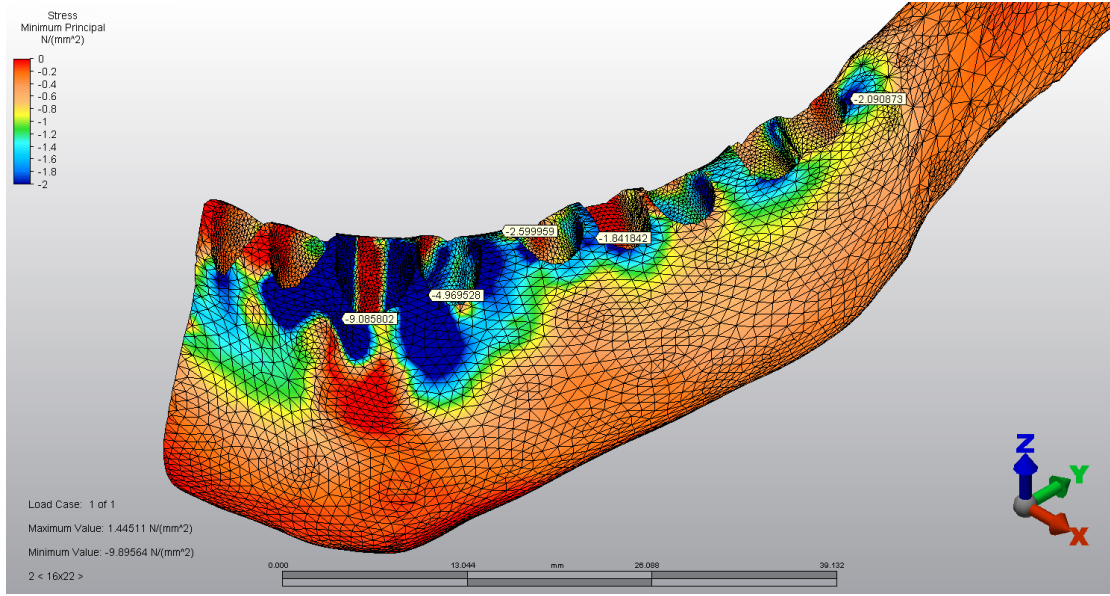
Şekil 26b: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait gerilme değerleri (Bukkal görünüm)

4.1.11. Spongiyoz Kemikteki Minimum Asal Stres Dağılımları

Yapılan analiz sonucunda minimum asal stresin en fazla kanin dişin meziali, bukkali ($-9,085802 \text{ N/mm}^2$) ve distali; çekim bölgesinin bukkali ($-4,969528 \text{ N/mm}^2$), 2. küçük azı dişin meziolinguali ($-2,599959 \text{ N/mm}^2$) ve 1. büyük azı dişin meziali ($-1,841842 \text{ N/mm}^2$), 1. büyük azı dişin distal kök soket bölgesi, 2. büyük azı dişin meziobukkali ve distalinde ($-2,090873 \text{ N/mm}^2$) yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 27a ve Şekil 27b).



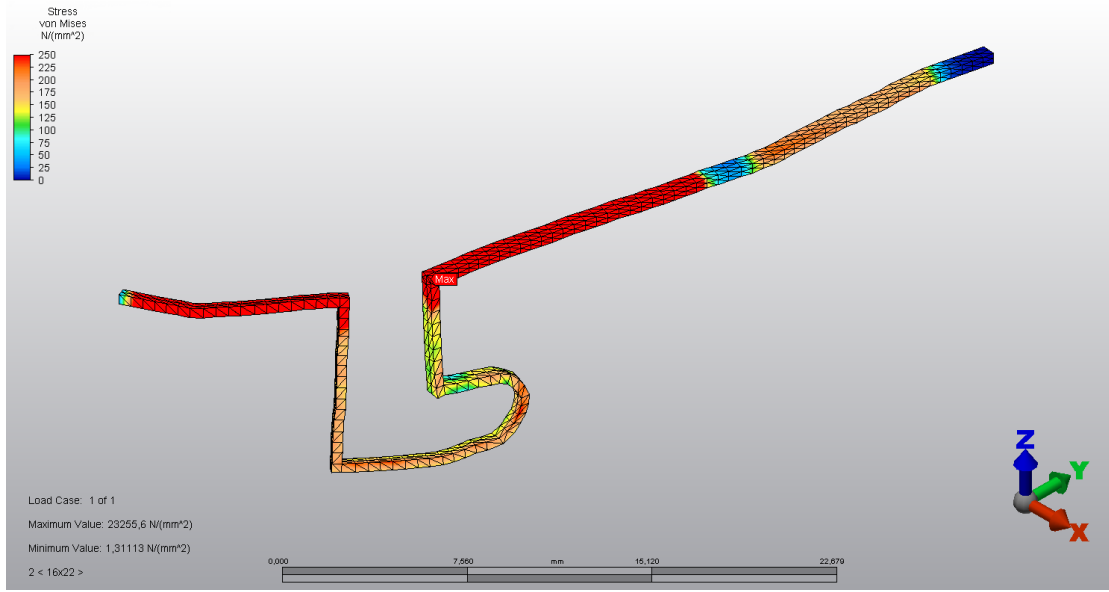
Şekil 27a: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait sıkışma değerleri (Oklüzal görünüm)



Şekil 27b: 0,016x0,022 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait sıkışma değerleri (Bukkal görünüm)

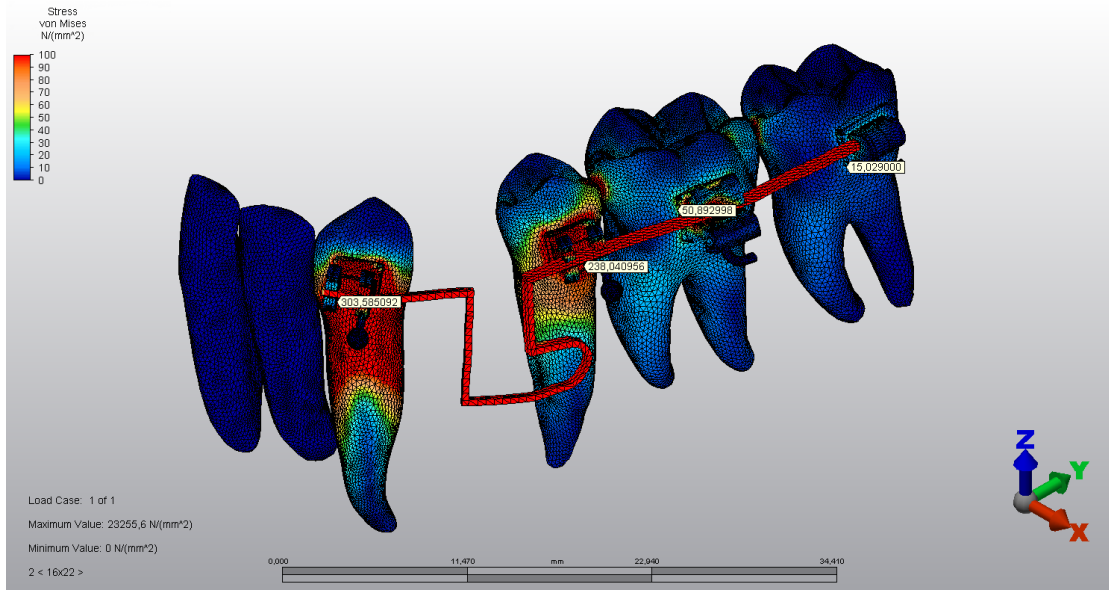
4.1.12. Braketler ve Tel Üzerindeki von Mises Stres Dağılımları

0,016x0,022 inç TMA tel ile kuvvet uygulanmış modelin analizinde braketler ve tel üzerindeki gerilme değerleri Şekil 28, Şekil 29a ve Şekil 29b’de gösterilmektedir. Şekil 28’e göre tel üzerinde maksimum gerilme değeri, loopun distal taraftaki köşesinde ölçülmüştür (250 N/mm^2). Şekle göre teldeki gerilme yoğunluğu kanin ve 2. küçük azı dişin distaline uzanan bölge boyunca kesintisiz devam etmektedir. Bu gerilme alanlarının, telin 1. ve 2. büyük azı tüplerinin içinde kalan bölgelerinde gerilmenin minimum olduğu görülmektedir. Yine loop bölgesinde ve 1. büyük azı dişin kronu boyunca 150 ila 225 N/mm^2 aralığında bir gerilme kuvveti izlenmektedir.

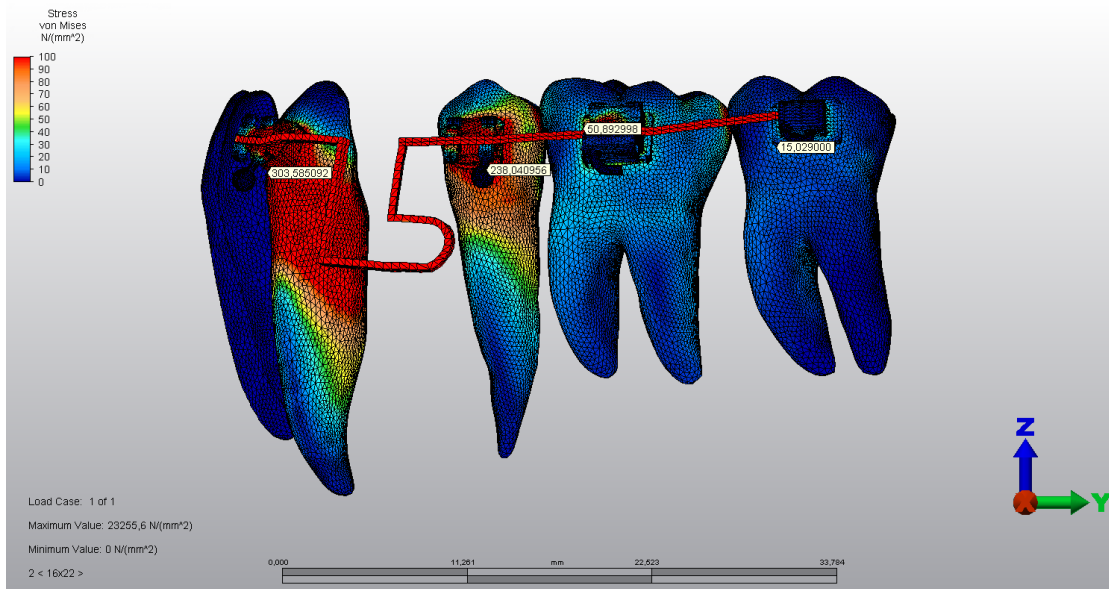


Şekil 28: 0,016x0,022 inç TMA telin analizine ait tel üzerindeki stres dağılımlarının genel görünümü (Değer aralığı 25 birim)

Şekil 29a ve Şekil 29b’de farklı açılardan braket çevresinde ve tel boyunca oluşan gerilmeler gözlenmektedir. Buna göre kanin braket çevresinde maksimum olan gerilme kuvvetinin ($303,585092 \text{ N/mm}^2$) posterior dişlerde gittikçe azaldığı ve 2. büyük azı dişte en az olduğu görülmektedir ($15,029000 \text{ N/mm}^2$). Kanin dişteki gerilmenin, bukkal görünümde krondan başlayarak kökün distalinde apikal üçte birlik bölgeye kadar ulaştığı gözlenmektedir.



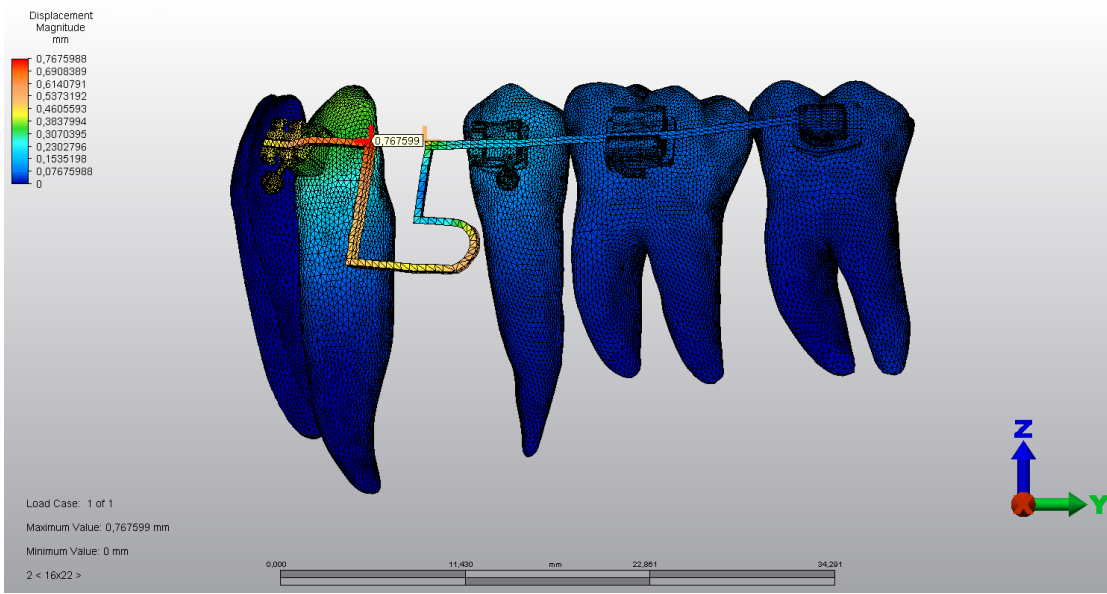
Şekil 29a: 0,016x0,022 inç TMA telin analizine ait braket çevresinde dişler üzerindeki en yüksek stres değerleri (Değer aralığı 10 birim)



Şekil 29b: 0,016x0,022 inç TMA telin analizine ait braket çevresinde dişler üzerindeki en yüksek stres değerleri (Bukkal görünüm)

4.1.13. Telde Oluşan Bileşke Yer Değiştirme Değerleri

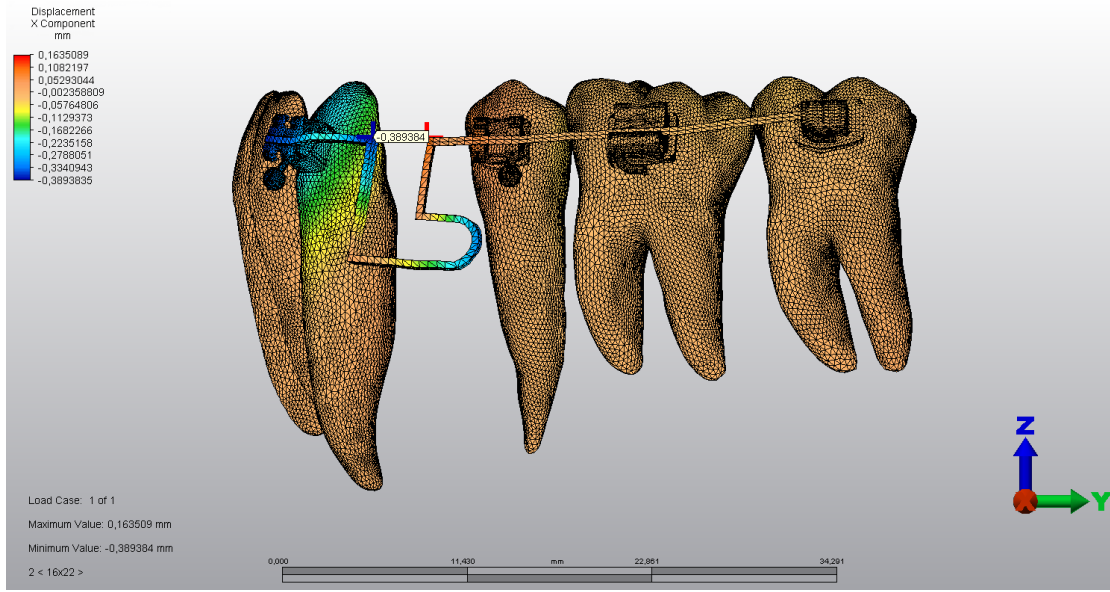
Yapılan analizlerde 0,016x0,022 inç TMA tele ait yer değiştirme değerleri Şekil 30'da gösterilmektedir. Şekle göre tel üzerinde en fazla yer değiştirme, kanin mezialinden başlayarak 2. küçük azı braket slotuna kadar devam eden bölgede meydana gelmiş olup kanin çevresinde daha yoğun şekilde görülmektedir. Maksimum yer değiştirme ise loopun kanin dış tarafındaki köşesinde izlenmektedir.



Şekil 30: 0,016x0,022 inç TMA telin bileşke yer değiştirme genel görünümü

4.1.13.1. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler

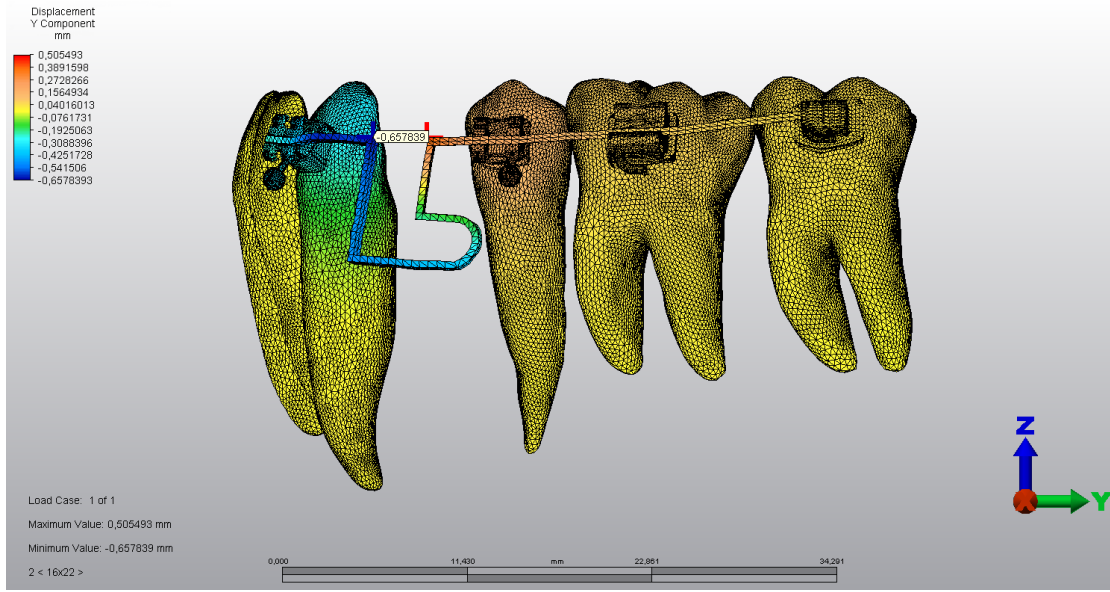
Yapılan analizlerde 0,016x0,022 inç TMA tele ait transversal yöndeki yer değiştirme değerleri Şekil 31'de gösterilmektedir. Şekle göre tel üzerinde en fazla yer değiştirme kanin braket slotundaki telde ve loop açıklığının kanin dış tarafındaki köşesinde lingual yönde gözlenmektedir. Yine loopun U bükümünde de linguale doğru yer değiştirme gözlenmektedir.



Şekil 31: 0,016x0,022 inç TMA telin transversal ekseninde yer değiştirme değerleri

4.1.13.2. Sagittal Eksendeki Yer Değiştirmeler

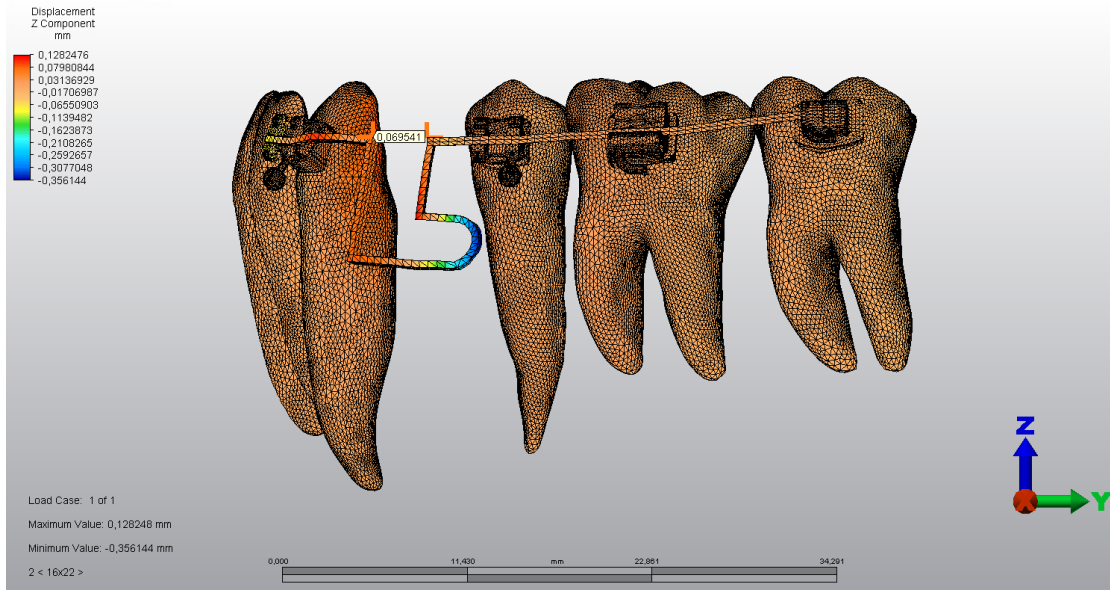
Yapılan analizlerde 0,016x0,022 inç TMA tele ait sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri Şekil 32’de gösterilmektedir. Şekle göre tel üzerinde en fazla yer değiştirme loop açıklığının kanin diş tarafındaki köşesinde mezial yönde gözlenmektedir. Telin kanin diş bölgesinde kalan kısmı ve küçük azı tarafında U bükümünün altında kalan kısmı arasında da meziale yer değiştirme gözlenmektedir. Loop açıklığının 2. küçük azı diş tarafındaki köşesinde ise distal yönde yerdeğiştirme gözlenmektedir.



Şekil 32: 0,016x0,022 inç TMA telin sagittal ekseninde yer değıştirme değeri

4.1.13.3 Vertikal Ekseninde Yer Değıştirmeler

Yapılan analizlerde 0,016x0,022 inç TMA tele ait vertikal yöndeki yer değıştirme değeri Şekil 33’de gösterilmektedir. Bu analizde pozitif değeri Z ekseni üzerinde oklüzal yönde yer değıştirmeyi, negatif değeri ise gingival yönde yer değıştirmeyi ifade etmektedir. Buna göre loopun U bükümü hariç diğeri bölümlerinde oklüzal yönde, U bükümünde ise gingivale yer değıştirme gözlenmektedir.



Şekil 33: 0,016x0,022 inç TMA telin vertikal ekseninde yer değiştirme değerleri

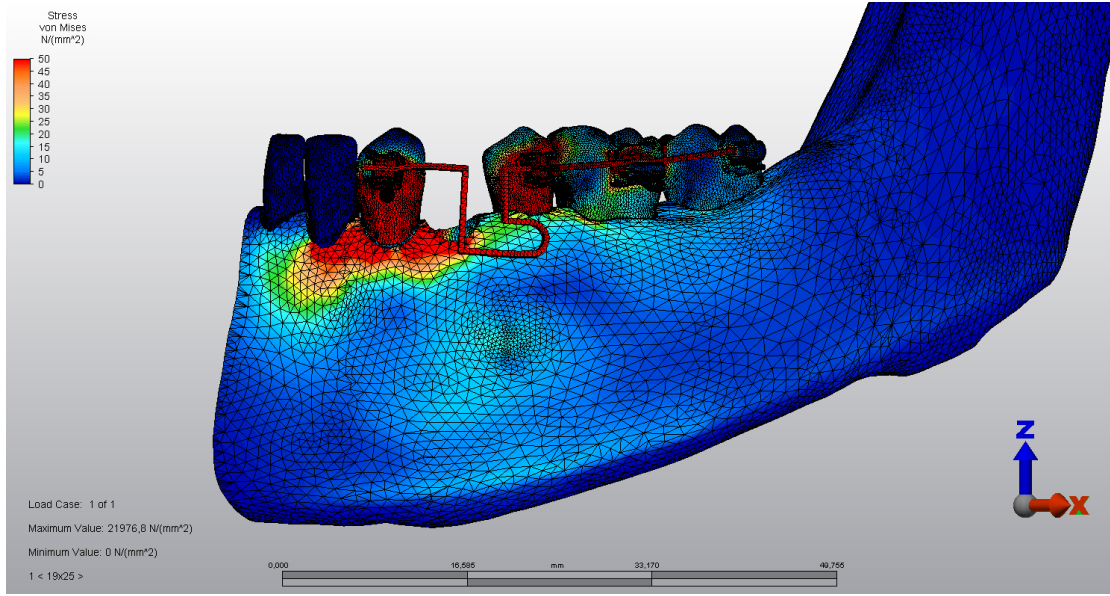
4.2. İkinci Modele (0,019x0,025 inç TMA Ark Teli) Ait Bulgular

4.2.1. Genel Yapıdaki von Mises Stres Dağılımları

0,019x0,025 inç TMA tel ile kuvvet uygulanmış modelin analizinde genel yapıdaki gerilme değerleri Şekil 34’da gösterilmektedir. Buna göre en fazla stres, kanin dişin bukkalinde braketin üst sınırından koleye kadar olan bölgede, 2. küçük azı dişin bukkalinde braket çevresi ve koleye kadar olan bölgede, 1. ve 2. büyük azı dişin mezial kontak noktasının üzerinde kalan bölgede gözlenmektedir.

Periodontal dokularda da lateral kesici dişin mezialinden başlayarak bukkalinde yoğunlaşan, kanin dişin kole bölgesinden çekim bölgesinin distaline kadar uzanan bir gerilme gözlenmektedir. Bu gerilme azalarak 1. büyük azı dişin kole bölgesinin mezialinde de devam etmektedir.

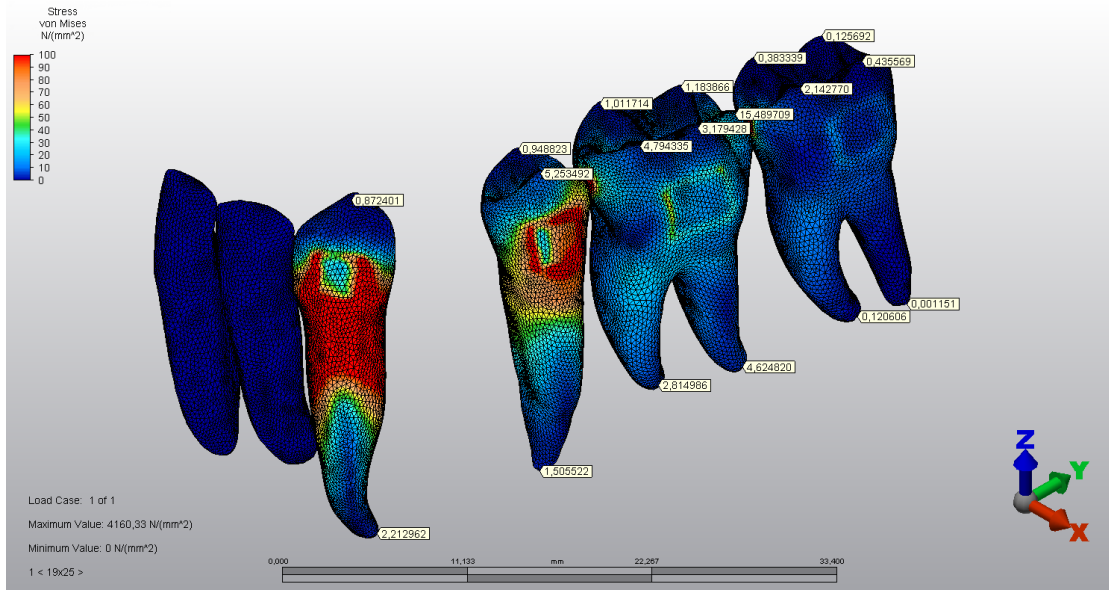
Ayrıca kanin ve 2. küçük azı dişlerinin braketlerinin tüm bölgelerinde ve 1. büyük azıdaki tüpün etrafında, telin üzerinde kalan bölgesinde ve tüm tel boyunca yüksek gerilme değerleri gözlenmektedir.



Şekil 34: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu genel yapıdaki stres dağılımları

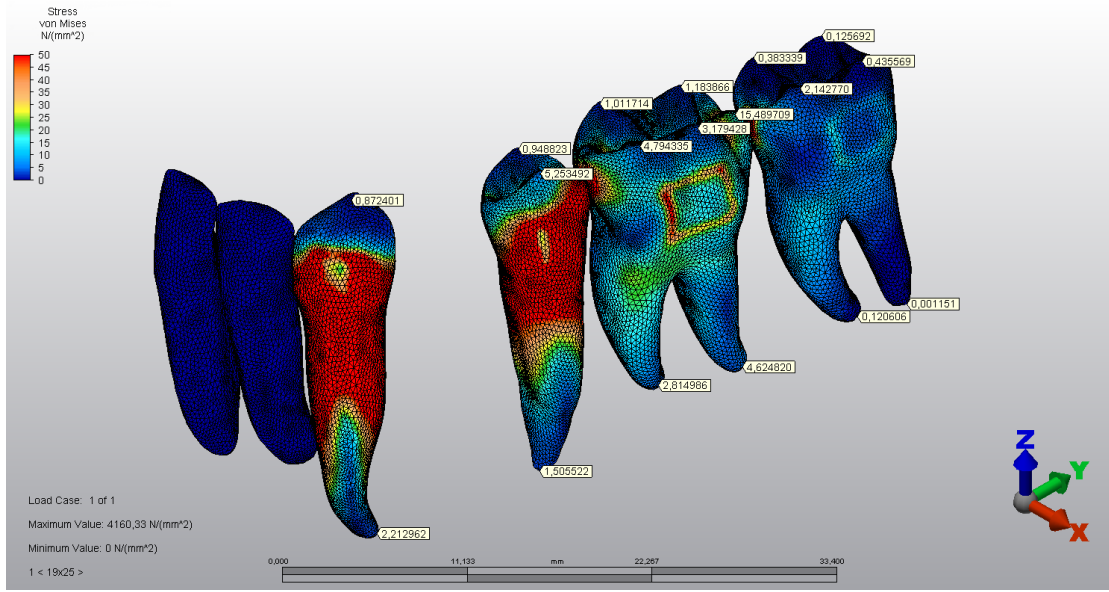
4.2.2. Dişler Üzerindeki von Mises Stres Dağılımları

0,019x0,025 inç TMA tel ile kuvvet uygulanmış modelin analizinde dişlerdeki gerilme değerleri Şekil 35a, Şekil 35b ve Şekil 35c’de farklı değer aralıkları belirlenerek gösterilmektedir. Bu analizler incelendiğinde Şekil 35a’da en fazla gerilme değerleri kanin dişin braketinin mezial ve distal bölgelerinden başlayarak kökün koronal yarısına kadar inen bölgede; 2. küçük azı dişte ise yine dişin braket üst sınırından başlayan bölgesinden koleye kadar indiği ve kolede azalarak devam ettiği görülmektedir. Ayrıca 1. büyük azı dişin mezial kontak noktasında da yoğun bir gerilme mevcuttur. İlgili dişlerin tüberkül tepeleri değerlendirildiğinde, en fazla gerilmenin 1. büyük azı dişin distobukkal tüberkülünde ($15,489709 \text{ N/mm}^2$); en az gerilmenin ise 2. büyük azı dişin distolingual tüberkülünde ($0,125692 \text{ N/mm}^2$) olduğu görülmektedir. Köklerde oluşan gerilmelere bakıldığında ise en yüksek değerlerin sırasıyla 1. büyük azı dişin distal ($4,624820 \text{ N/mm}^2$) ve mezial ($2,814986 \text{ N/mm}^2$) köklerinde olduğu görülmektedir. Ayrıca 2. büyük azı dişin distal kökü de gerilmenin en az olduğu kök olarak değerlendirilmektedir ($0,001151 \text{ N/mm}^2$).



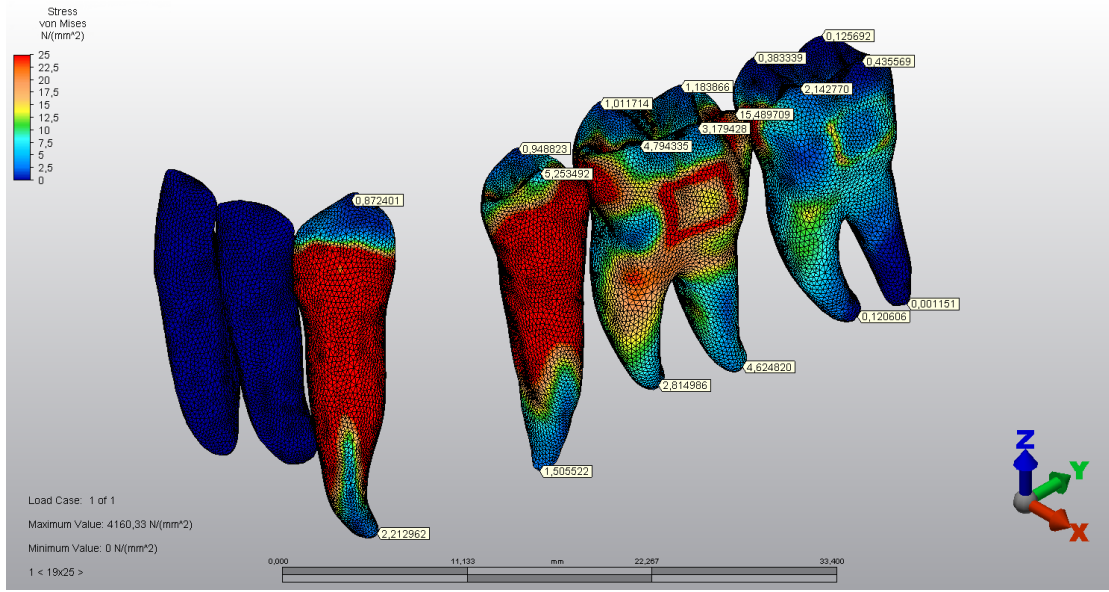
Şekil 35a: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değerleri (Değer aralığı 10 birim)

Şekil 35b'deki değer aralığı 0-50 N/mm² olarak belirlenen analiz sonucuna göre, kanin ve 2. küçük azı dişlerde braket üst sınırının altından başlayarak kökün apikal üçte birlik kısmına kadar uzanan gerilme yoğunluğu gözlenmektedir. Bu gerilme, 2. küçük azı, birinci ve ikinci büyük azı dişlerinin mezial ve distal kontak noktalarında da var olup, 1. büyük azı dişte ve tütün yapıştırma bölgesinin çevresinde de görülmektedir (50 N/mm²).



Şekil 35b: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değerleri (Aralığı 5 birime daraltılmış skala)

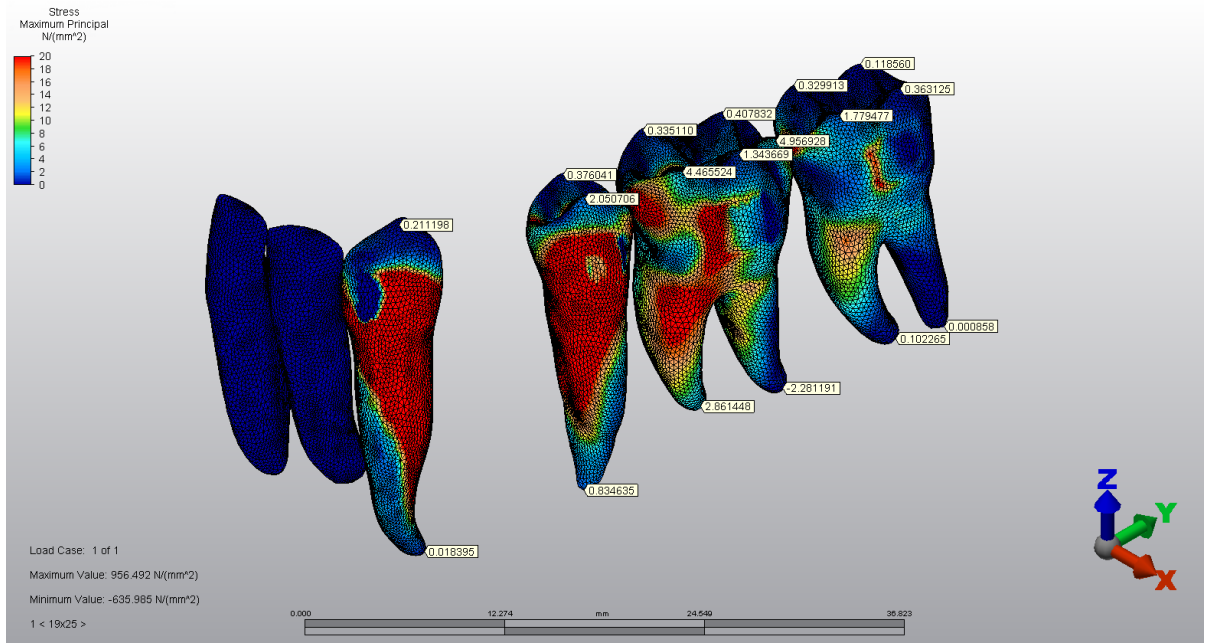
Şekil 35c'deki değer aralığı 0-25 N/mm² olarak belirlenen analiz sonucuna göre kanin dişin kronunun orta üçlüsünden başlayarak kökün apikaline kadar uzanan, 2. küçük azı dişin insizalinden apikaline kadar uzanan ve 1. ve 2. büyük azı dişlerin mezial ve distal kontak noktalarıyla 1. büyük azı dişte tüpün yapıştırılma bölgesi ile kökte bifurkasyon bölgesinin mezial ve distalinde yoğunlaşan gerilme izlenmektedir (20-25 N/mm²). Yine aynı değer aralığında en az gerilme değerleri 2. büyük azı dişin distal ve meziolingual tüberkül tepeleri ve distal kökünde görülmektedir.



Şekil 35c: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki stres değeri (Aralığı 2,5 birime daraltılmış skala)

4.2.3. Dişler Üzerindeki Maksimum Asal Stres Dağılımları

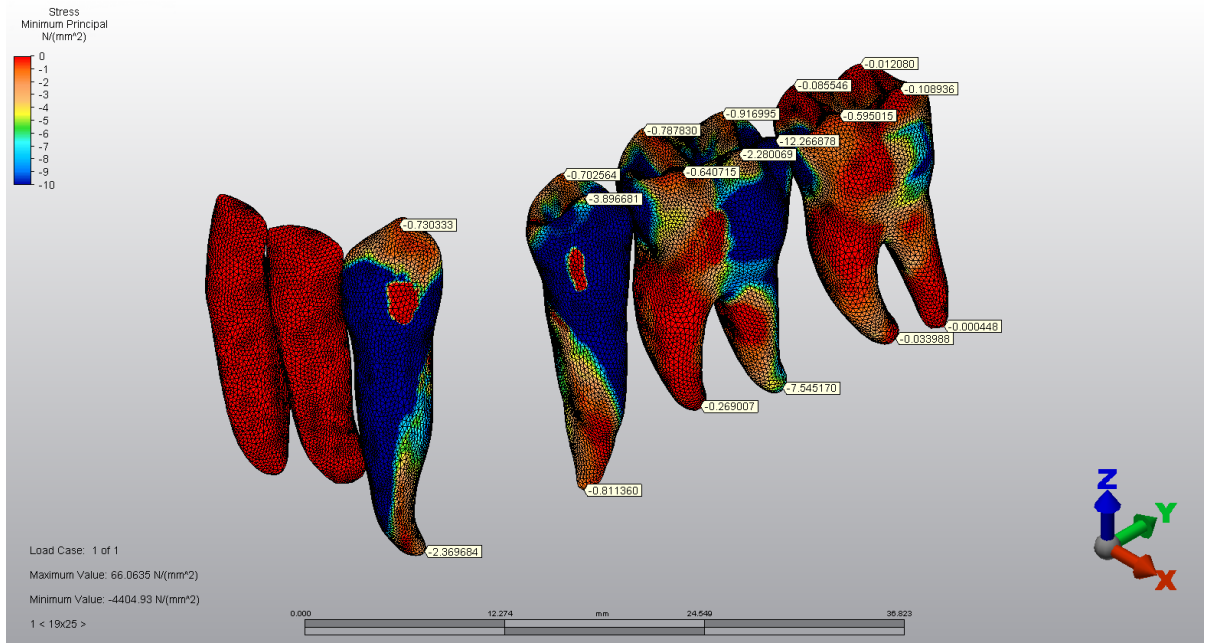
Analiz sonuçlarına göre en yüksek gerilme değerleri, kanin dişin distalinde ve 2. küçük azı dişin kronunun mezialinden kökün apikal 1/3'lük kısma uzanan kısmında; 1. büyük azı dişin kole çizgisi çevresi hariç kronun mezial kontak noktası çevresi ve mezial kökün apikal 1/3'e uzanan vestibul bölgesinde ve kronda tüpün altında kalan alandan bifurkasyona kadar olan bölgede gözlenmiştir (Şekil 36).



Şekil 36: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki maksimum asal stres dağılımları

4.2.4. Dişler Üzerindeki Minimum Asal Stres Dağılımları

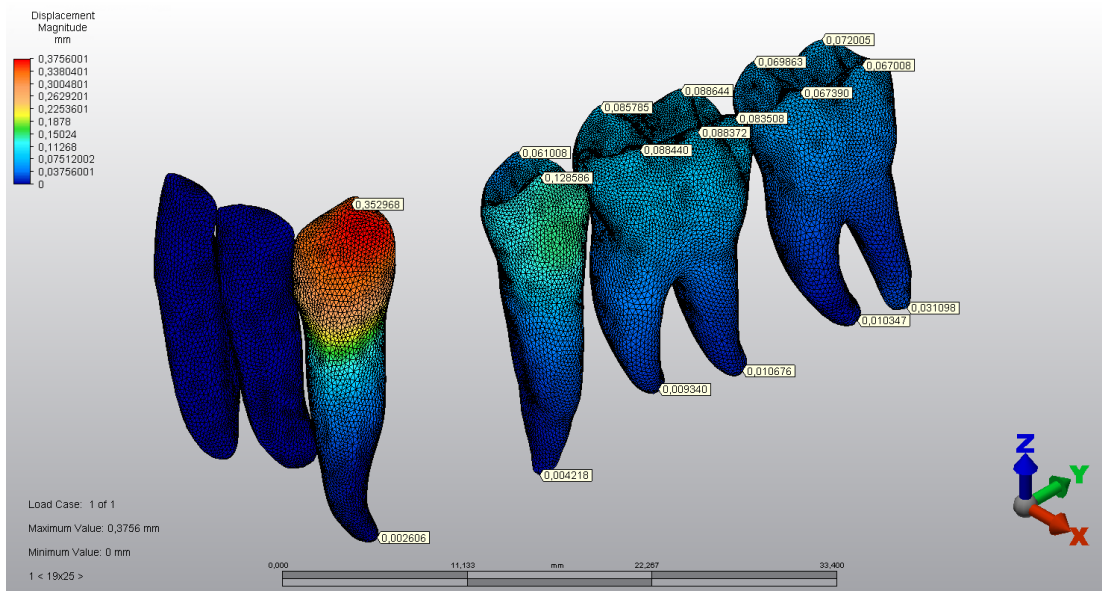
Analiz sonuçlarına göre en yüksek sıkışma değeri, 1. büyük azı dişin distal tüberkül tepesinde elde edilmiştir ($-12,266878 \text{ N/mm}^2$). Diğer yüksek sıkışma değerleri ise, kanin dişin mezialinde kronundan başlayarak kökün apikal üçlüsüne kadar; 2. küçük azı dişin distalinde kronundan başlayarak kökün apikal üçlüsüne kadar; 1. büyük azı dişin mezial ve distal kontak bölgelerinde ve kronun distal yarısında; 2. büyük azı dişin kontak bölgesinde gözlenmektedir (Şekil 37).



Şekil 37:0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerdeki minimum asal stres dağılımları

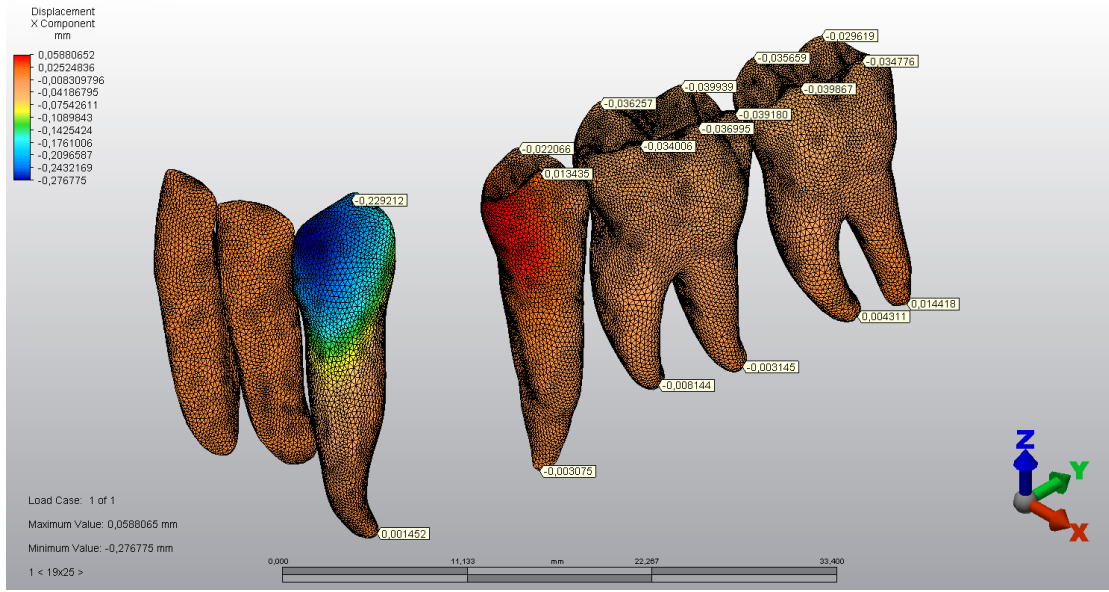
4.2.5. Dişlerdeki Bileşke Yer Değiştirmeler

Analiz sonucunda genel yapıdaki yer değiştirme miktarları Şekil 38’de gösterilmiştir. Buna göre en fazla yer değiştirme, kanin dişin bukkalinde gözlenmiştir. 2. küçük azı dişin bukkalinde de yine az miktarda yer değiştirme söz konusudur. Yer değiştirme miktarı, 2. büyük azı distal tüberküllerine doğru gittikçe azalmaktadır. Ayrıca tüm diş köklerinin apikallerinde yer değiştirme hemen hemen hiç gözlemlenmemiştir.



4.2.5.1. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler

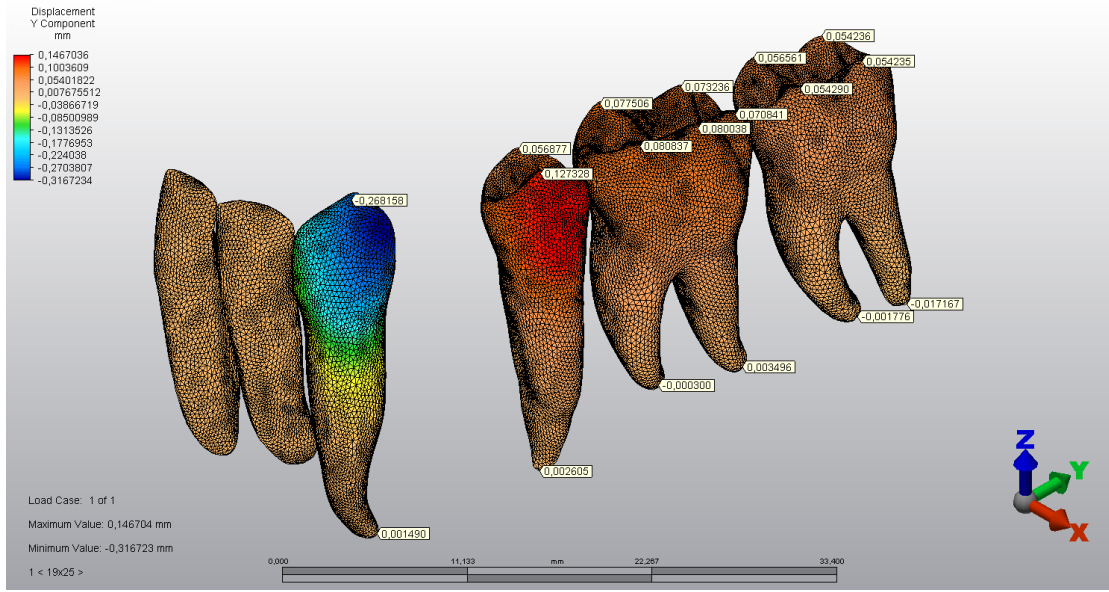
Yapılan analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler şekil 39’da gösterilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen pozitif değerler bukkal yönde hareketi, negatif değerler ise posterior dişler için lingual yönde, kanin diş için ise meziolingual yönde hareketi ifade etmektedir. X ekseninde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kron bukkalinde ve meziolingual yönde olduğu görülmektedir. Yine 2. küçük azı dişin kronunun bukkalinin mezial yarısında bukkal yöne doğru bir yerdeğiştirme görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre 2. küçük azı dişin palatinal tüberkülünde, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin tüm tüberküllerinde az miktarda linguale doğru yerdeğiştirme gözlenmektedir. Genel olarak 1. ve 2. büyük azı dişlerinin kron ve kolelerindeki yerdeğiştirmeler, ayrıca tüm dişlerin apikalindeki transversal yer değiştirmeler önemsenmeyecek kadar az miktardadır.



Şekil 39:0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin transversal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.2.5.2. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler

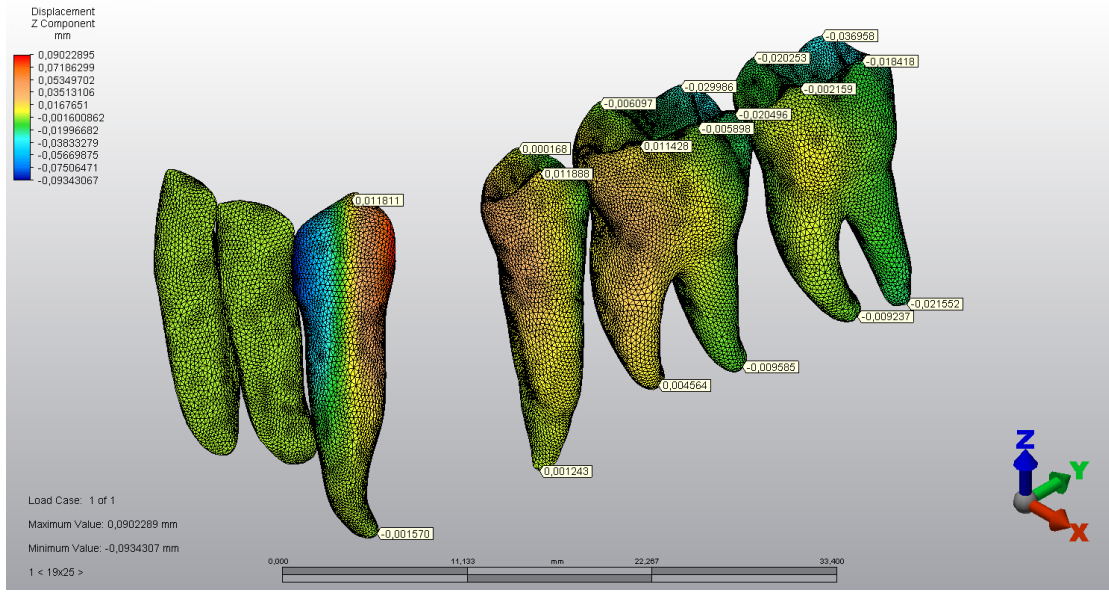
Yapılan analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 40'da gösterilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen pozitif değerler distal yönde hareketi, negatif değerler ise mezial yönde hareketi ifade etmektedir. Buna göre sagittal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kron ve kolesinin bukkal bölgesinde distal yarıda ve mezial yönde olduğu görülmektedir. 2. küçük azı dişin bukkal kron ve kole bölgesinde distale doğru bir yer değiştirme gözlenmektedir. 1. ve 2. büyük azı dişlerde kronlarda sagittal ekseninde pozitif yerdeğiştirme, yani distale doğru hareket görülmekte iken köklerdeki yer değiştirme miktarı minimum değerlerde izlenmektedir.



Şekil 40: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.2.5.3. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler

Yapılan analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 41’de gösterilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen pozitif değerler oklüzal yönde hareketi, negatif değerler ise gingival yönde hareketi ifade etmektedir. Buna göre vertikal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin mezialinde kron ve kole bölgesinde gingival yönde olduğu gözlenmektedir. Yine kanin dişin distalinde köke doğru azalan değerde oklüzal yönde yoğun bir yer değiştirme mevcuttur. 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin mezial yarılarında posteriora doğru ve krondan köke, mezialden distale doğru azalan değerde oklüzal yönde yerdeğiştirme görülmektedir.

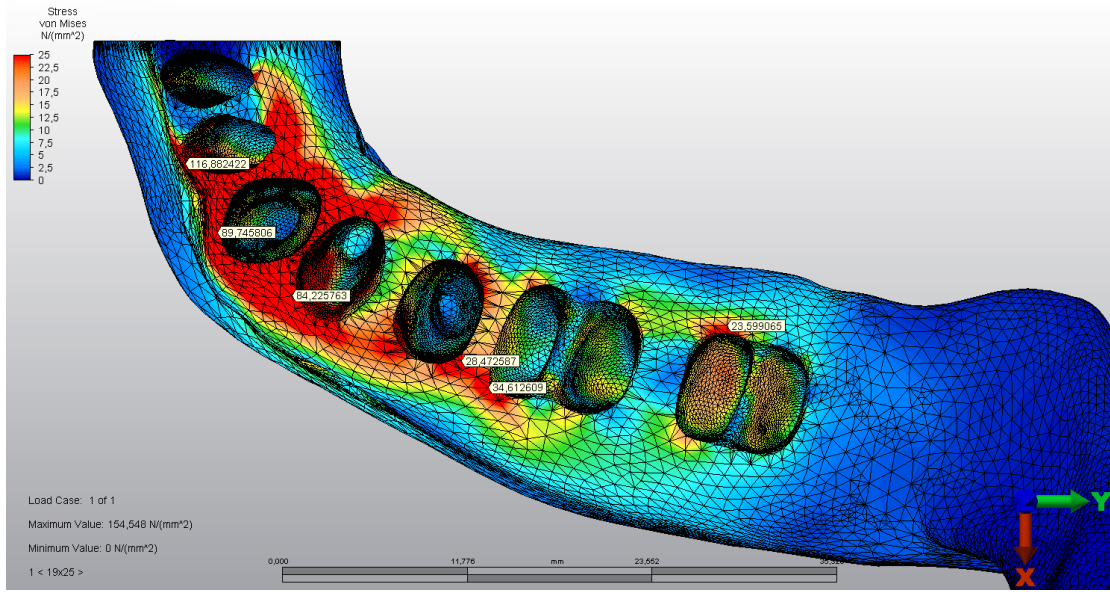


Şekil 41: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu dişlerin vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri

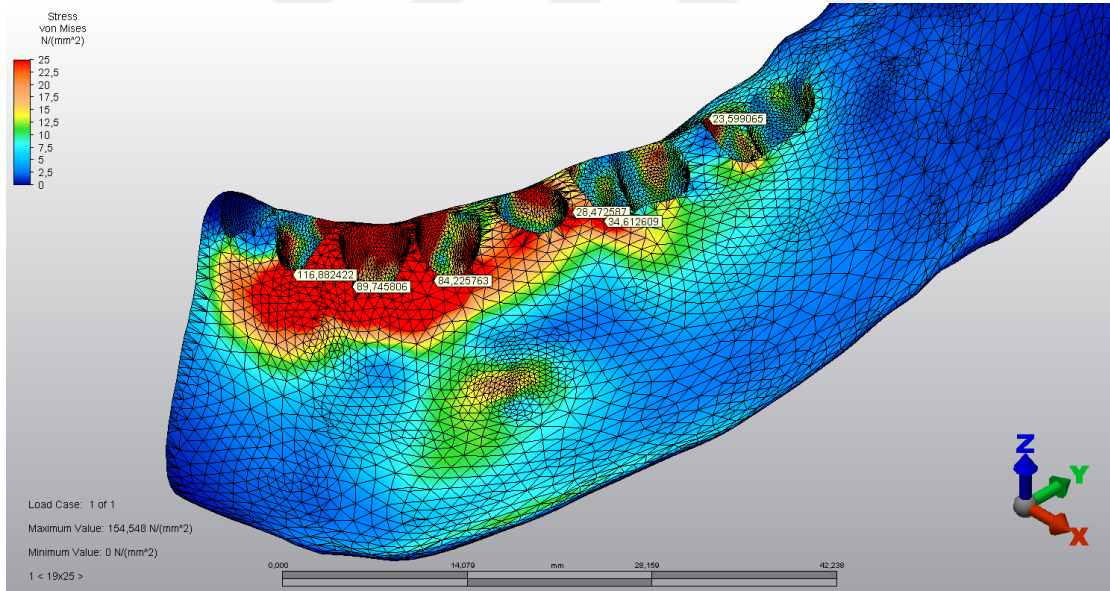
4.2.6. Kortikal Kemikteki von Mises Stres Dağılımları

0,019x0,025 inç TMA tel ile yapılan analizlere göre kortikal kemik katmanının diğer dokulardan izole edilerek elde edilen görüntülerindeki von Mises stres dağılımları Şekil 42a ve Şekil 42b'deki gibidir. Bu şekiller incelendiğinde, oklüzal görünümde von Mises stres değerlerinin lateral dişin bukkal ve lingual orta üçlüsünden distal tarafa doğru olan bölgesinde, kanin dişi çevre saran bölgede, çekim bölgesinin mezial yarısında, 2. küçük azı dişin vestibülünde ve distolingualinde, 1. büyük azı dişin mezial kökünün çevresinde distal bölgede ve 2. büyük azı dişin mezial kökünün lingualinde yoğunlaştığı gözlenmektedir. Bu gerilmeler lateral dişin vestibülünde $116,682422 \text{ N/mm}^2$, 2. büyük azı dişin mezial kökünün lingualinde ise $23,599065 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür.

Yine aynı analize ait bukkal görünümde ise von Mises streslerinin lateral dişin mezialinden 1. büyük azı dişin bifurkasyonuna kadar uzanan kortikal kemik bölgesine kadar kesintisiz yoğun bir şekilde devam ettiği görülmektedir.



Şekil 42a: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait stres dağılımları (Oklüzal görünüm)

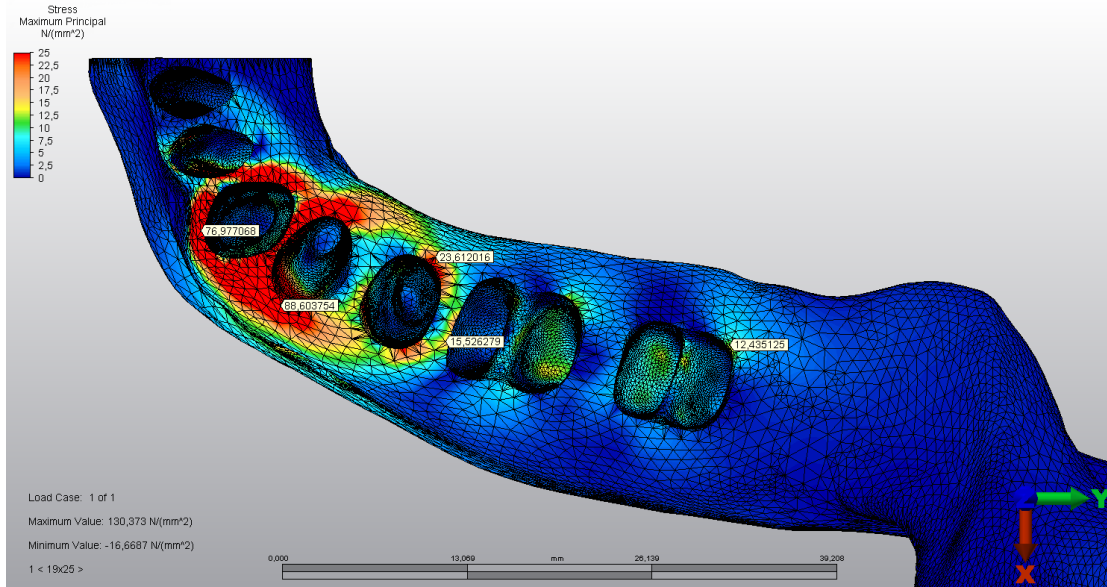


Şekil 42b: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait stres dağılımları (Bukkal görünüm)

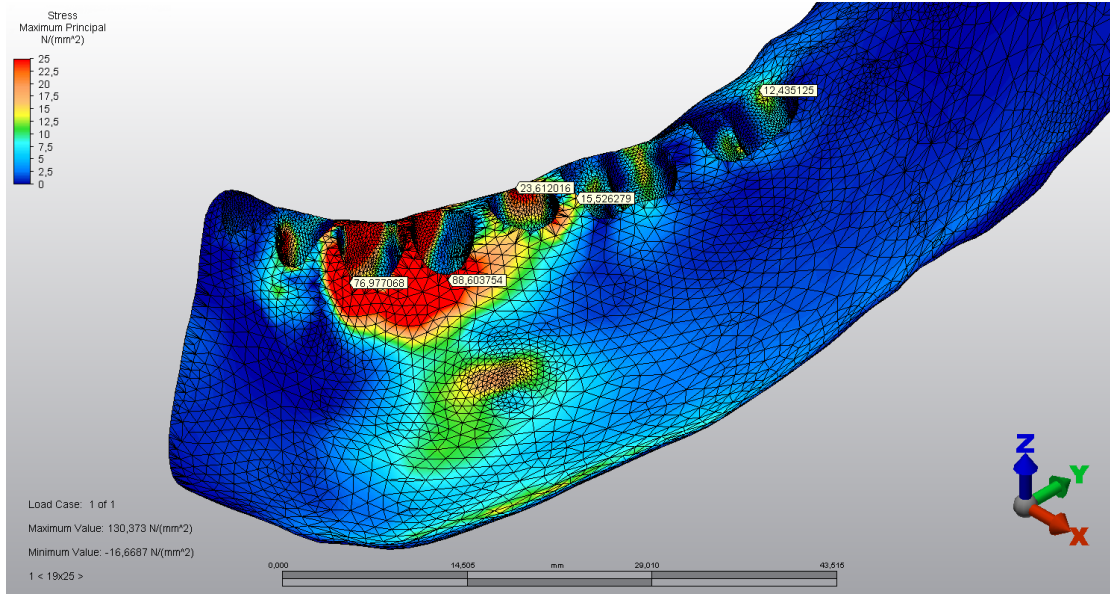
4.2.7. Kortikal Kemikteki Maksimum Asal Stres Dağılımları

0,019x0,025 inç TMA tel ile yapılan analizlere göre kortikal kemik tabakasında oluşan maksimum asal stres dağılımları Şekil 43a ve Şekil 43b’de gösterilmektedir. Buna göre en yüksek maksimum asal stres değeri, oklüzalden bakıldığında kanin dişi çepeçevre saran kortikal kemik tabakasında, çekim bölgesinin mezial yarısında ve 2. küçük azı dişin distolingual ve distobukkal bölgelerinde görülmektedir. Maksimum asal stres değeri, kanin dişin bukkalinde $76,977068 \text{ N/mm}^2$ ve çekim bölgesinin bukkalinde $88,603754 \text{ N/mm}^2$ olarak gözlenirken posteriora doğru azalarak 2. Büyük azı dişin distal kökünün lingualindeki kortikal kemikte $12,435125 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmektedir (Şekil 43a).

Bukkalden bakıldığında ise en yoğun maksimum asal stres kanin dişin ve çekim bölgesinin bukkalinde gözlemlenirken 2. küçük azı dişe gelindiğinde bir miktar azalarak devam ettiği görülmektedir (Şekil 43b).



Şekil 43a: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait gerilme değerleri (Oklüzal görünüm)

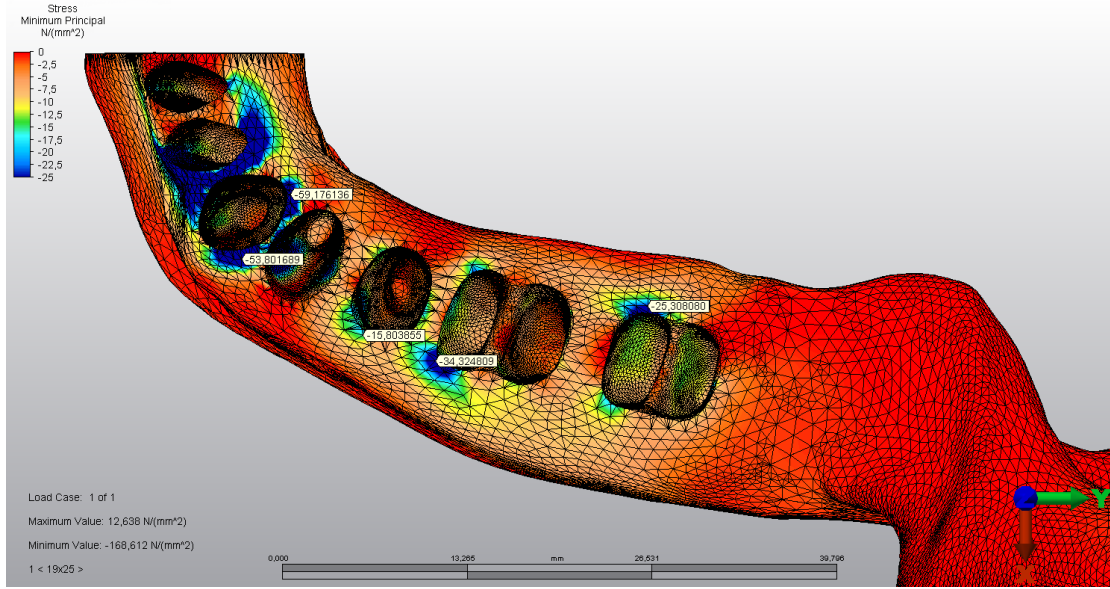


Şekil 43b: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait gerilme değerleri (Bukkal görünüm)

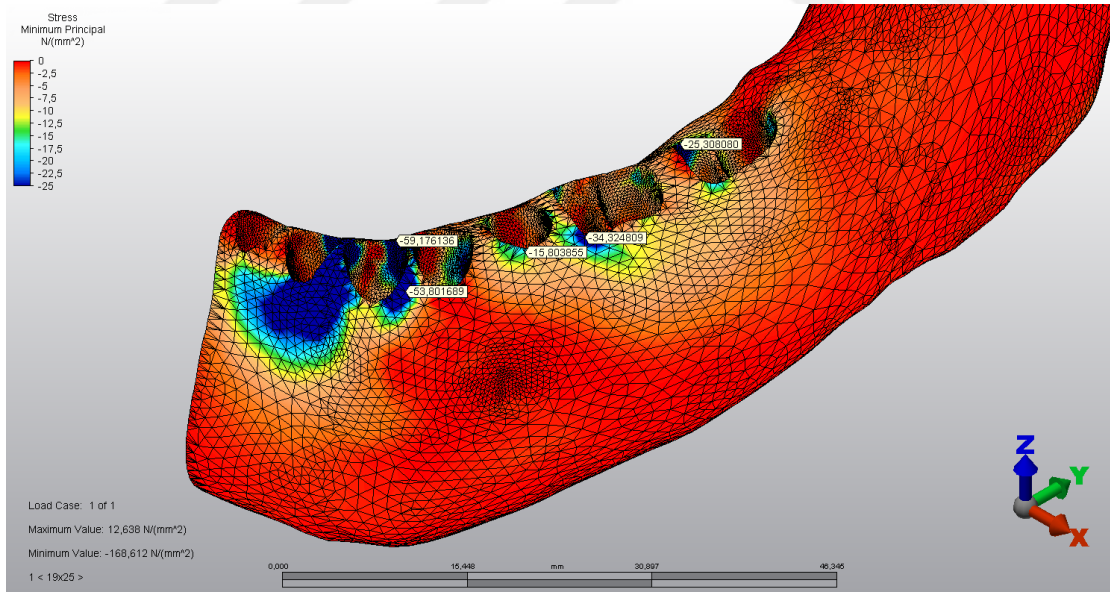
4.2.8. Kortikal Kemikteki Minimum Asal Stres Dağılımları

Şekil 44a ve Şekil 44b’de kortikal kemikte analiz edilen minimum asal stres dağılımları görülmektedir. Buna göre oklüzalden görünümde en fazla sıkışma; lateral dişin kolesinin distal yarısında labial ve lingualini içine alan bölgede, kanin dişin kolesinin distolingual ve distolabial köşelerinde, 1. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün bukkalinde kalan bölgesinde ve 2. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün lingualinde kalan bölgesinde gözlenmektedir (Şekil 44a).

Bukkal görünümde ise lateral dişin bukkal ve distal seviyesinde, kanin dişin distobukkal kole seviyesinde ve 1. büyük azı dişin mezial kökünün bukkal kole seviyesinde kortikal kemikte en fazla sıkışma gözlenmektedir (Şekil 44b).



Şekil 44a: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait sıkışma değerleri (Oklüzal görünüm)

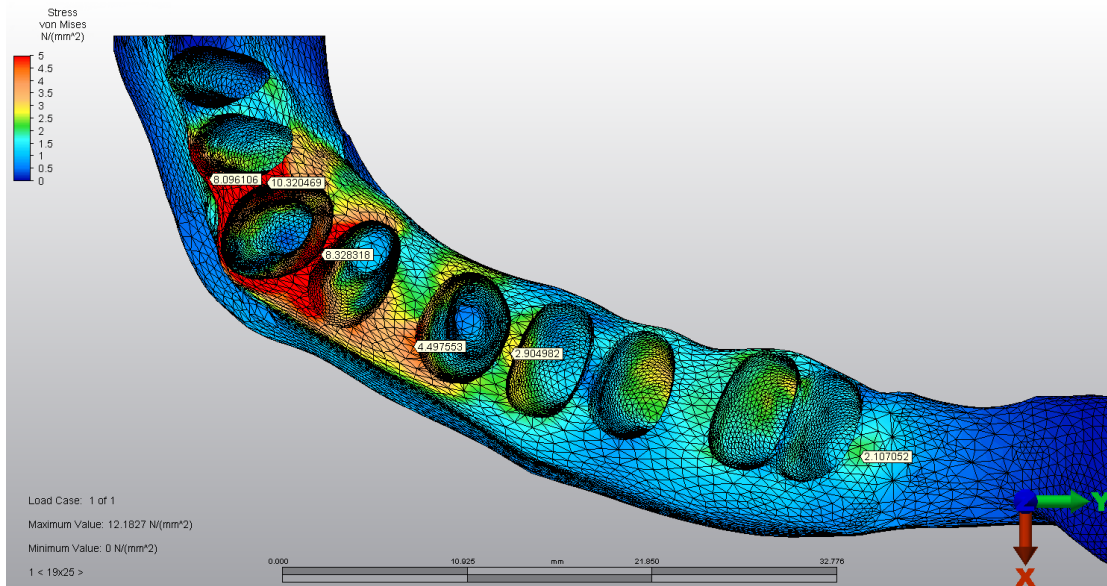


Şekil 44b: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu kortikal kemiğe ait sıkışma değerleri (Bukkal görünüm)

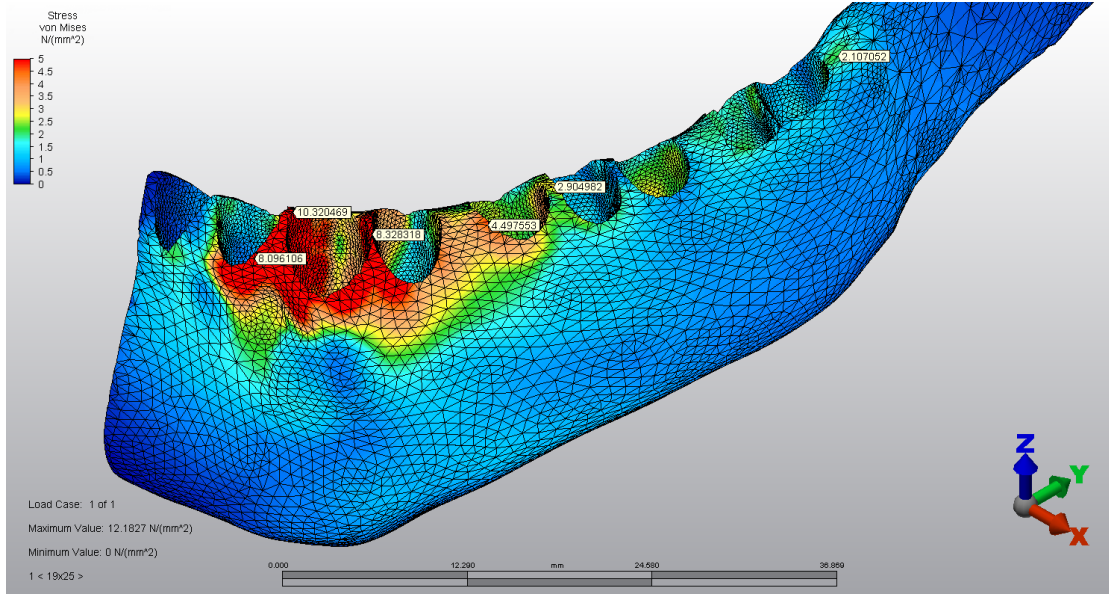
4.2.9. Spongiyoz Kemikteki von Mises Stres Dağılımları

0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemikteki von Mises stres dağılımları, Şekil 45a ve Şekil 45b’de gösterilmiştir. Bu şekillere göre oklüzal görünümde von Mises streslerinin spongiyoz kemik üzerinde en fazla lateral kesici dişin bukkal ve distalinde, kanin dişin mezial, distal ve bukkalinde, ayrıca çekim bölgesinin meziali ile bukkalinde yoğunlaştığı ve 2. küçük azı bukkalinde azaldığı gözlenmiştir. Ölçülen değerler lateral kesici dişin distolabialinde 8,096106 N/mm², kanin dişin mezialinde 10,320469 N/mm², kanin dişin distalinde 8,328318 N/mm², 2. küçük azı dişin mezialinde 4,497553 N/mm², 1. büyük azı dişin mezialinde 2,904982 N/mm² ve 2. büyük azı dişin distalinde 2,107052 N/mm² şeklindedir. Kalan tüm kök çevresi bölgelerde ise 0,5-2,5 N/mm² aralığında stres değerleri mevcuttur (Şekil 45a).

Bukkal görünümde ise von Mises streslerinin yine lateral kesici dişin bukkal ve distalinde, kanin dişin mezial, distal ve bukkalinde ayrıca çekim bölgesinin mezial yarısında yoğunlaştığı ve 2. küçük azı dişin bukkalinde azaldığı gözlenmiştir (Şekil 45b).



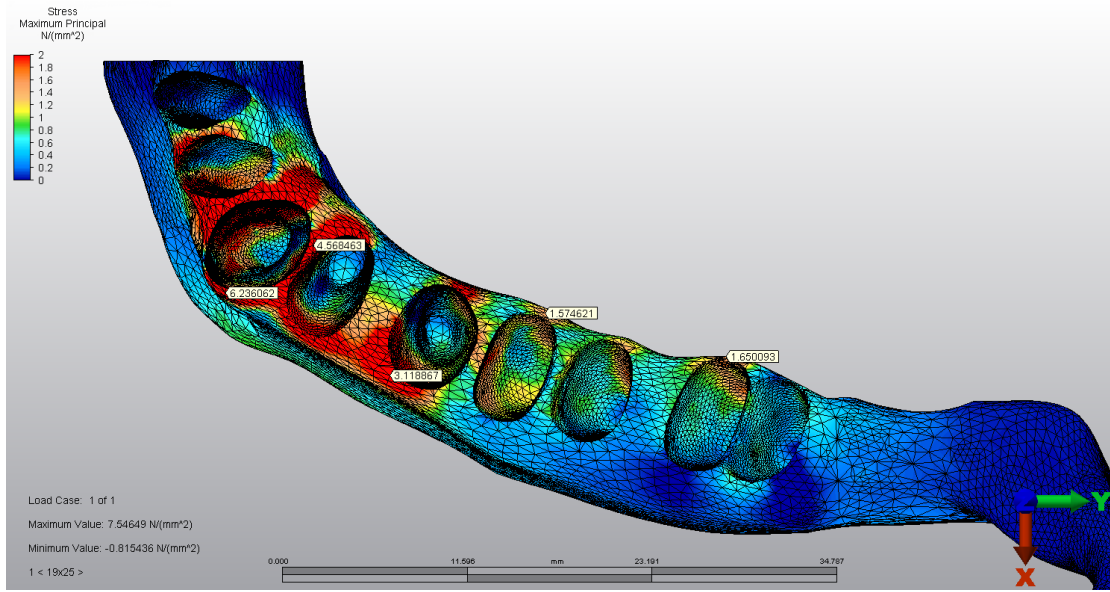
Şekil 45a: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait stres dağılımları (Oklüzal görünüm)



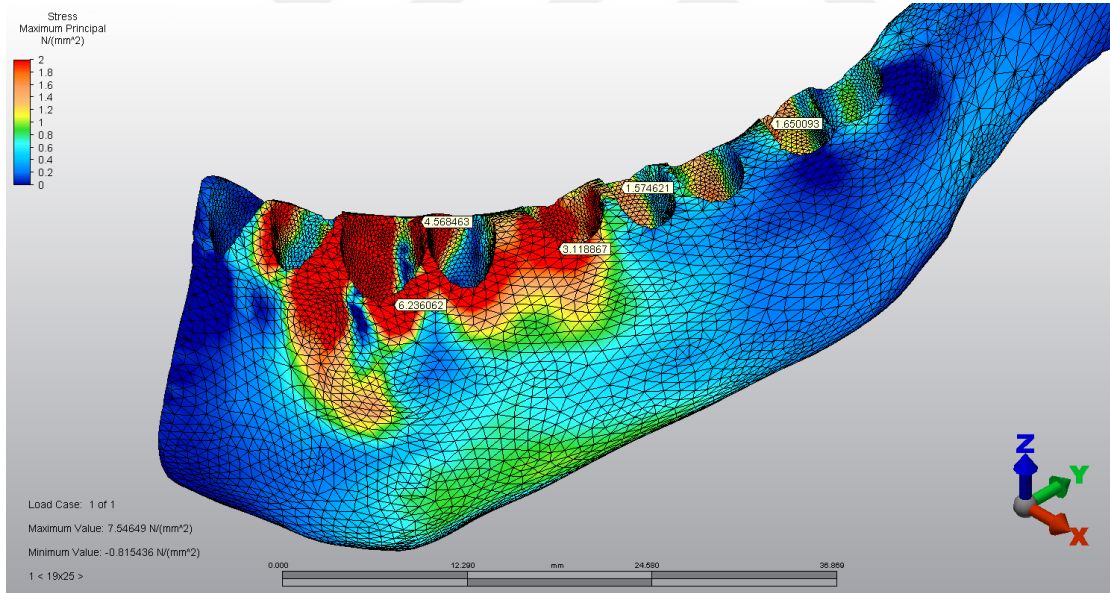
Şekil 45b: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait stres dağılımları (Bukkal görünüm)

4.2.10. Spongiyoz Kemikteki Maksimum Asal Stres Dağılımları

Çalışmamızda yapılan analiz sonucu spongiyoz kemikteki maksimum asal stres dağılımları Şekil 46a ve Şekil 46b'deki gibidir. Buna göre en fazla maksimum asal stres, lateral dişin distali, kanin dişin tüm kök çevresi, çekim bölgesinin mezial ve yine çekim bölgesinin bukkalinden 2. küçük azı dişin bukkaline uzanan bölgede gözlemlenmiştir. Ölçülen değerler, kanin dişin bukkalinde $6,236062 \text{ N/mm}^2$, distolingualinde $4,568463 \text{ N/mm}^2$, 2. küçük azı dişin bukkalinde $3,118867 \text{ N/mm}^2$, 1. büyük azı dişin mezial kökünün lingualinde $1,574621 \text{ N/mm}^2$ ve 2. büyük azı dişin distal kökünün lingualinde $1,650093 \text{ N/mm}^2$ şeklindedir. Kalan tüm kök çevresi bölgelerde ise $0,2-1 \text{ N/mm}^2$ aralığında stres değerleri mevcuttur.



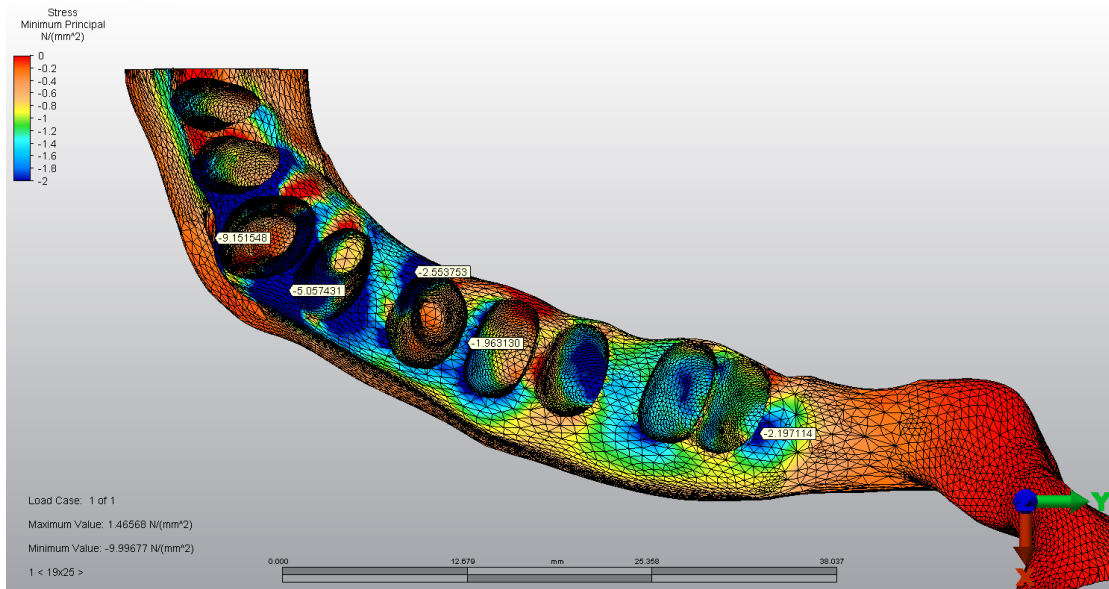
Şekil 46a: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait gerilme değerleri (Oklüzal görünüm)



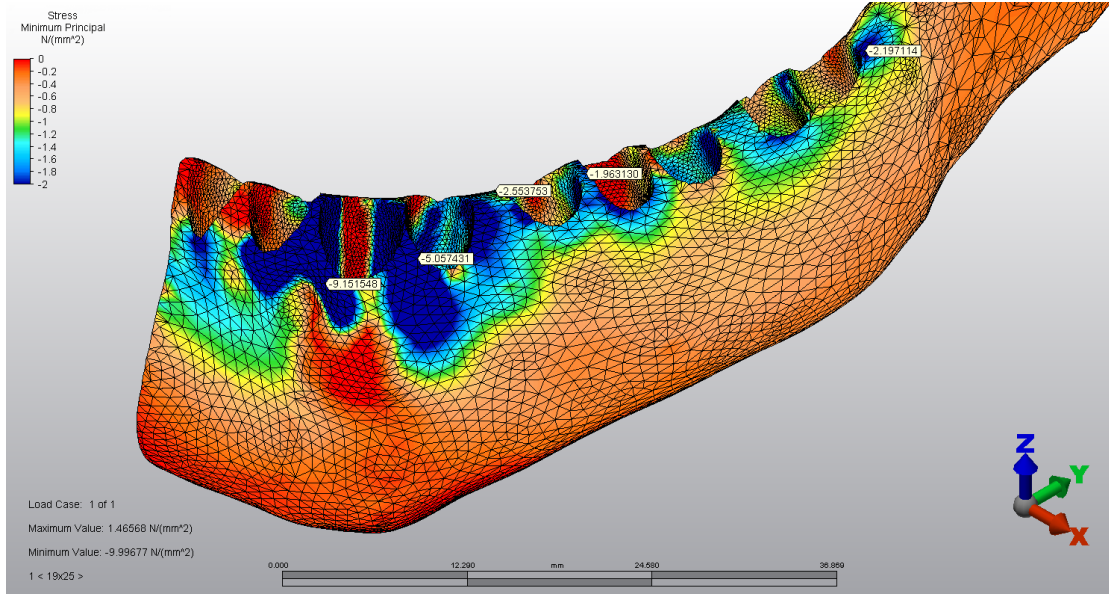
Şekil 46b: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait gerilme değerleri (Bukkal görünüm)

4.2.11. Spongiyoz Kemikteki Minimum Asal Stres Dağılımları

Yapılan analiz sonucunda minimum asal stresin en fazla kanin dişin meziali, bukkali ($-9,151548 \text{ N/mm}^2$) ve distali; çekim bölgesinin bukkali ($-5,057431 \text{ N/mm}^2$), 2. küçük azı dişin meziolingual ($-2,553753 \text{ N/mm}^2$) ve 1. büyük azı dişin meziali ($-1,963130 \text{ N/mm}^2$), 1. büyük azı dişin distal kök soket bölgesi, 2. büyük azı dişin meziobukkali ve distalinde ($-2,197114 \text{ N/mm}^2$) yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 47a ve Şekil 47b).



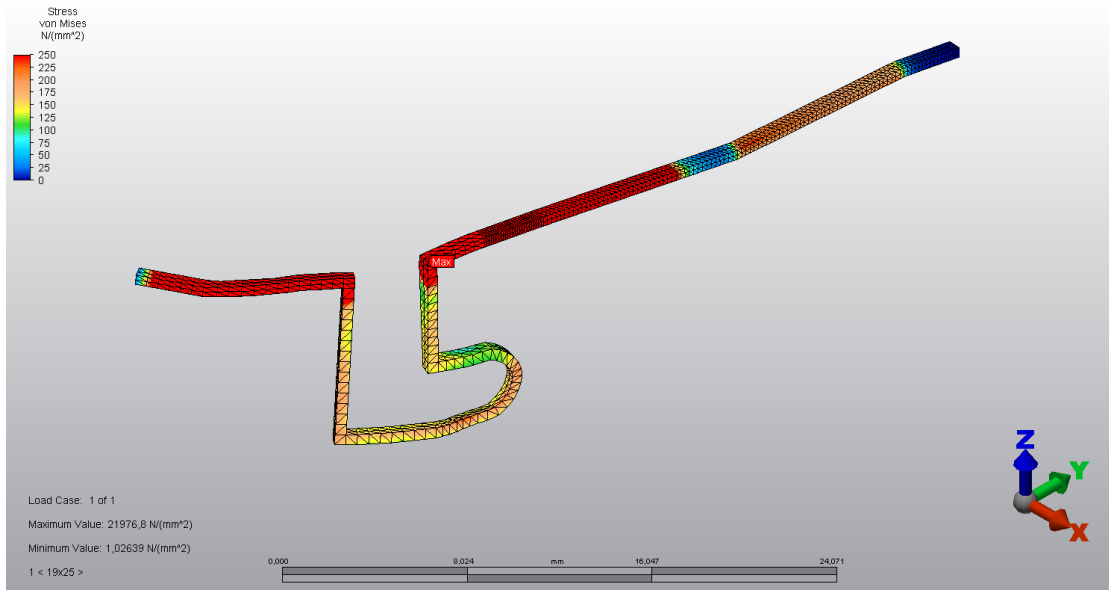
Şekil 47a: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait sıkışma değerleri (Oklüzal görünüm)



Şekil 47b: 0,019x0,025 inç TMA telin analizi sonucu spongiyoz kemiğe ait sıkışma değerleri (Bukkal görünüm)

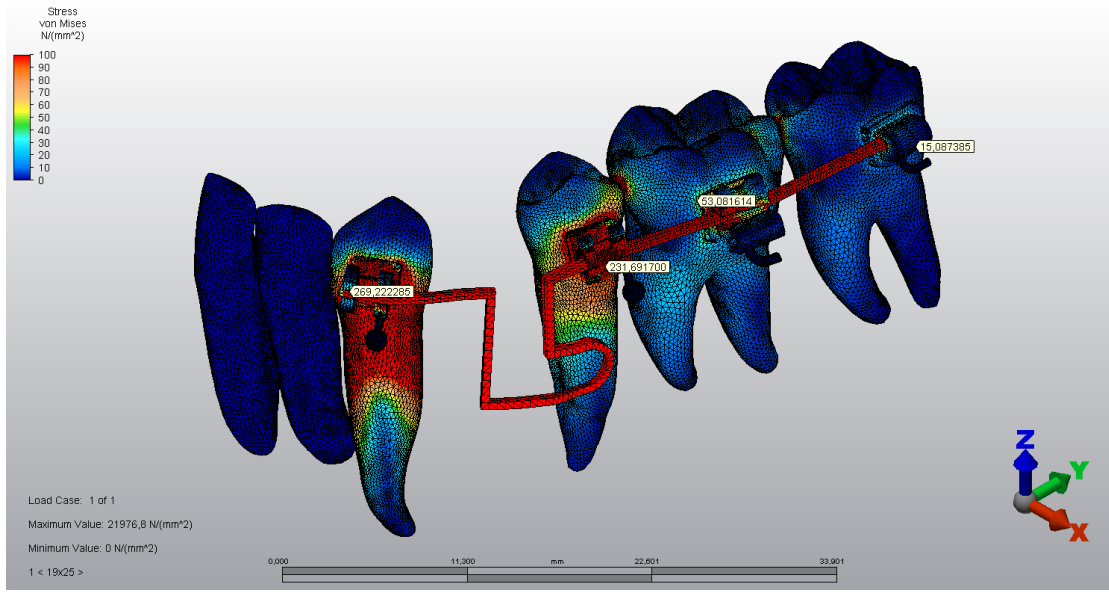
4.2.12. Braketler ve Tel Üzerindeki von Mises Stres Dağılımları

0,019x0,025 inç TMA tel ile kuvvet uygulanmış modelin analizinde braketler ve tel üzerindeki gerilme değerleri Şekil 48, Şekil 49a ve Şekil 49b’de gösterilmektedir. Buna göre tel üzerinde maksimum gerilme, loop açıklığının distal taraftaki köşesinde ölçülmüştür. Şekil 48’e göre teldeki gerilme yoğunluğu kanin ve 2. küçük azı dişin distaline uzanan bölge boyunca kesintisiz devam etmektedir. Bu gerilme alanlarından telin 1. ve 2. büyük azı tüplerinin içinde kalan bölgelerinde gerilmenin minimum olduğu görülmektedir. Yine loop bölgesinde 100-175 N/mm² ve 1. büyük azı dişin kronu boyunca 175 ila 225 N/mm² aralığında bir gerilme kuvveti izlenmektedir.

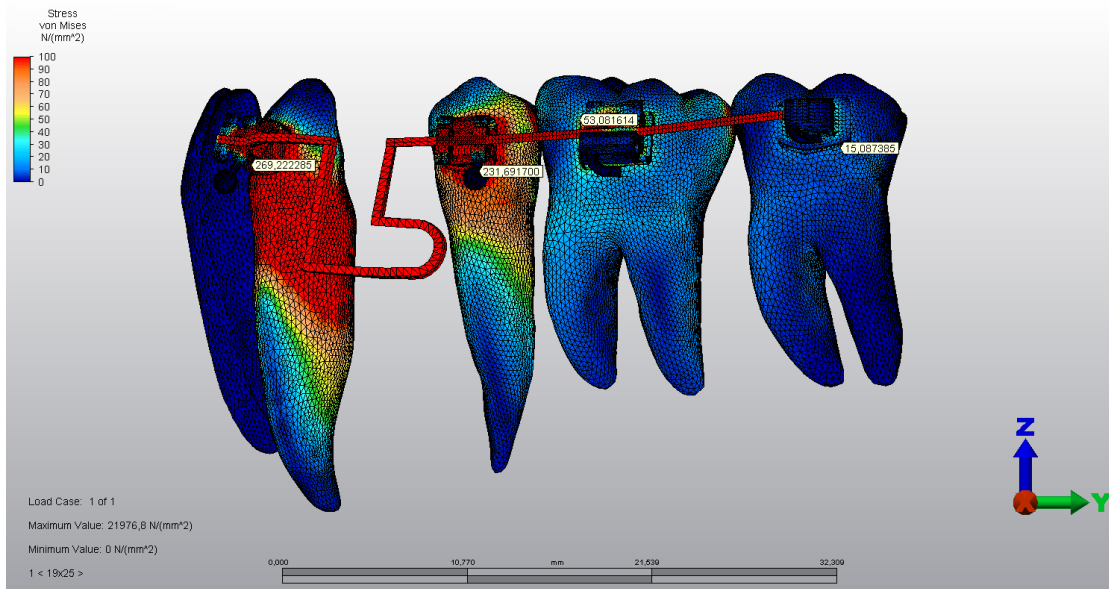


Şekil 48: 0,019x0,025 inç TMA telin analizine ait tel üzerindeki stres dağılımlarının genel görünümü

Şekil 49a ve Şekil 49b’de farklı açılardan braket çevresinde ve tel boyunca oluşan gerilmeler gözlenmektedir. Buna göre kanin braket çevresinde maksimum olan gerilme kuvvetinin ($269,222285 \text{ N/mm}^2$) posterior dişlerde gittikçe azaldığı ve 2. büyük azı dişte en az olduğu görülmektedir ($15,087385 \text{ N/mm}^2$). Tüm tel boyunca yüksek oranda von Mises gerilmeleri gözlemlenmiştir.



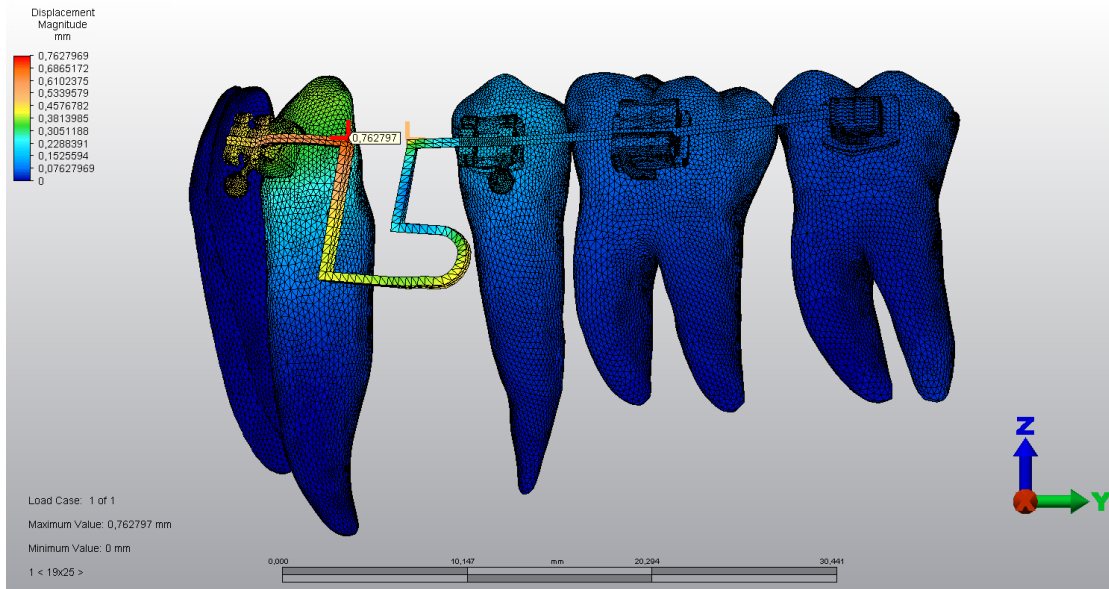
Şekil 49a: 0,019x0,025 inç TMA telin analizine ait braket çevresinde dişler üzerindeki en yüksek stres değerleri



Şekil 49b: 0,019x0,025 inç TMA telin analizine ait braket çevresinde dişler üzerindeki en yüksek stres değerleri (Bukkal görünüm)

4.2.13. Tele Ait Bileşke Yer Değiştirme Değerleri

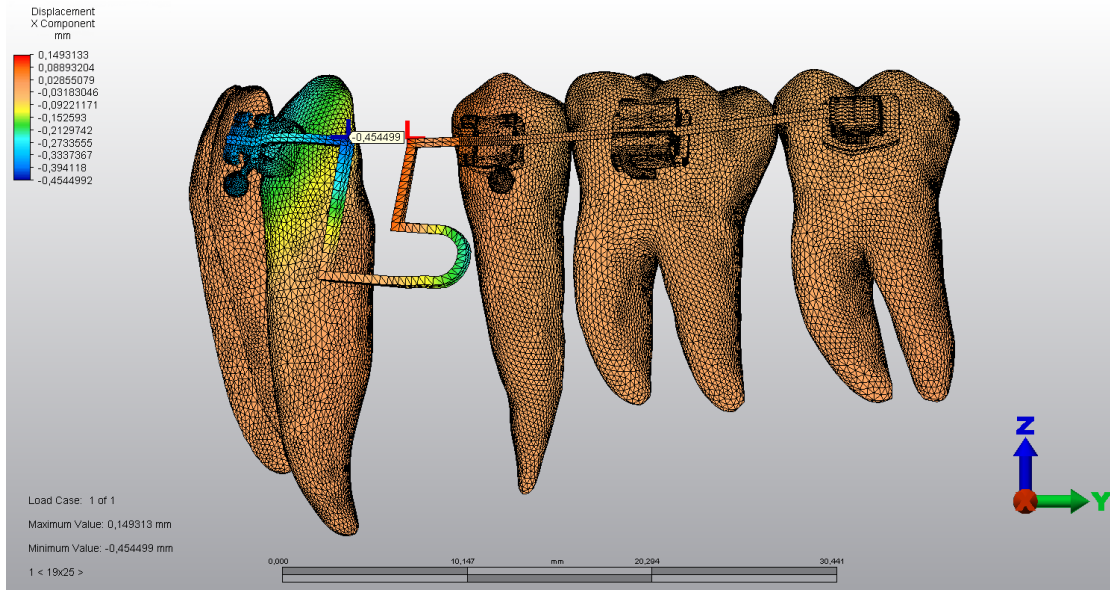
Yapılan analizlerde 0,019x0,025 inç TMA tele ait bileşke yer değiştirme değerleri Şekil 50’de gösterilmektedir. Şekle göre tel üzerinde kanin braketinden başlayarak loop açıklığının kanin diş tarafındaki köşesinde maksimuma ulaşan ve loop boyunca 2. küçük azı braket slotuna kadar azalan orta değerde bir yer değiştirme gözlenmektedir. Posterior bölgede telde hemen hemen hiç yer değiştirme gözlemlenmemiştir.



Şekil 50: 0,019x0,025 inç TMA telin yer değiştirme genel görünümü

4.2.13.1. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler

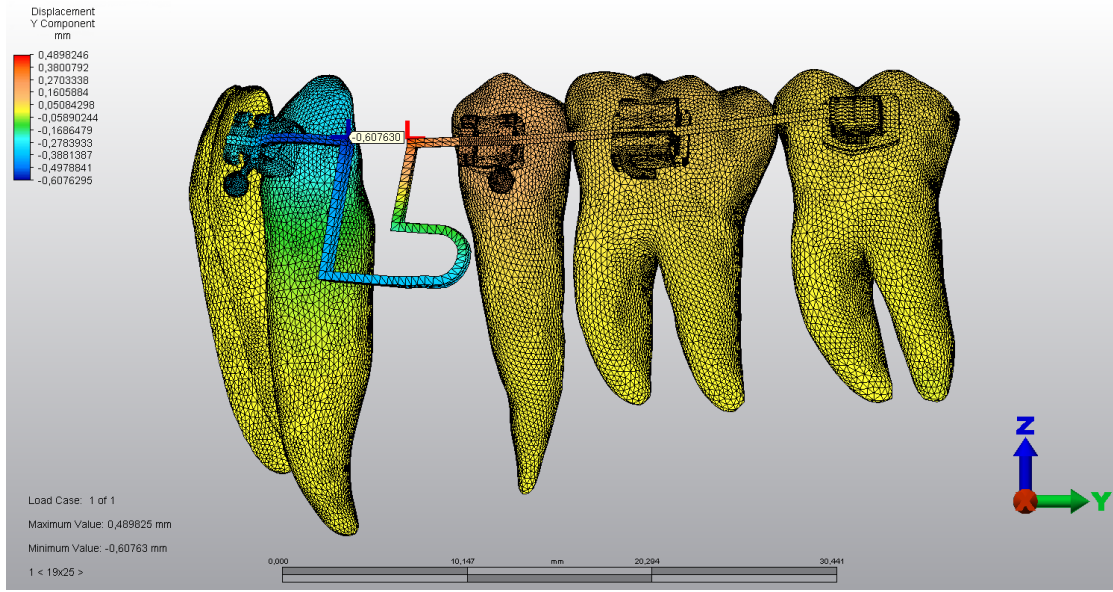
Yapılan analizlerde 0,019x0,025 inç TMA tele ait transversal yöndeki yer değiştirme değerleri Şekil 51’de gösterilmektedir. Şekle göre tel üzerinde en fazla yer değiştirme kanin braket slotundaki telde ve loop açıklığının kanin diş tarafındaki köşesinde lingual yönde gözlenmektedir. Yine loop’un U bükümünde de daha az miktarda linguale yer değiştirme gözlenmektedir. Loopun ikinci küçük azı dişe yakın olan vertikal köşesinde de analiz sonucunda az miktarda bukkale yer değiştirme elde edilmiştir.



Şekil 51: 0,019x0,025 inç TMA telin transversal ekseninde yer değiştirme değerleri

4.2.13.2. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler

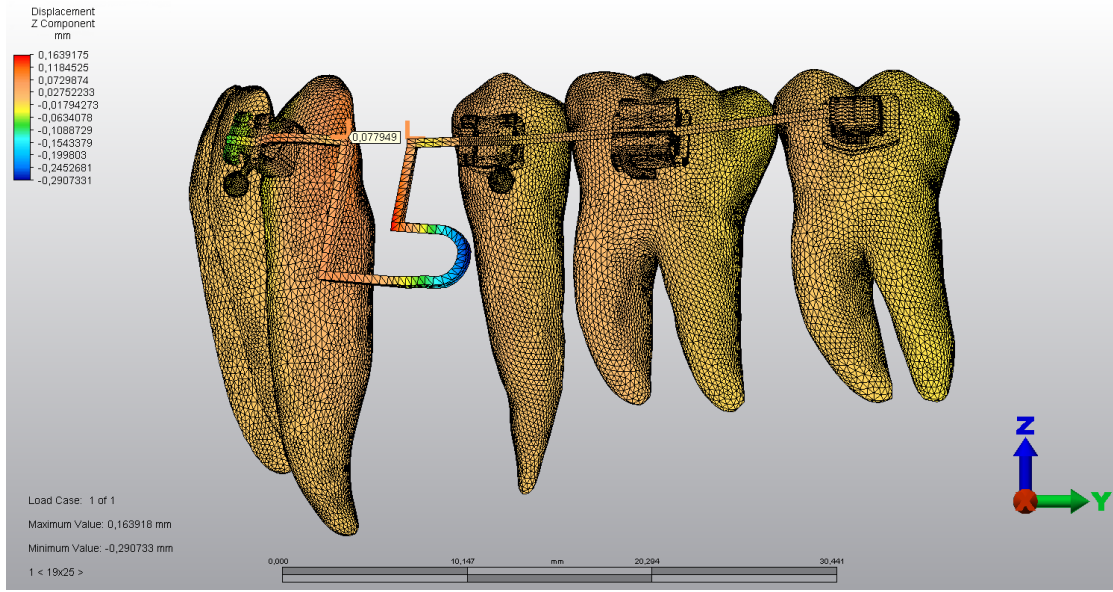
Yapılan analizlerde 0,019x0,025 inç TMA tele ait sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri Şekil 52’de gösterilmektedir. Bu görsele göre pozitif değerler Y ekseninde distal hareketi, negatif değerler ise Y ekseninde mezial hareketi göstermektedir. Şekle göre tel üzerinde en fazla yer değiştirme loop açıklığının kanin diş tarafındaki köşesinde mezial yönde gözlenmektedir. Telin kanin diş bölgesinde kalan kısmı ve küçük azı tarafında U bükümünün altında kalan kısmı arasında da meziale yer değiştirme gözlenmektedir. Loopun 2. küçük azı diş tarafındaki köşesinde ise distal yönde yer değiştirme gözlenmektedir.



Şekil 52: 0,019x0,025 inç TMA telin sagittal ekseninde yer değıştirme değeri

4.2.13.3. Vertikal Yöndeki Yer Değıştirmeler

Yapılan analizlerde 0,019x0,025 inç TMA tele ait vertikal yöndeki yer değıştirme değeri Şekil 53’de gösterilmektedir. Bu analizde pozitif değeri Z ekseninde oklüzal yönde yer değıştirmeyi, negatif değeri ise gingival yönde yer değıştirmeyi ifade etmektedir. Buna göre loopun U bükümü hariç diğeri bölümlerinde oklüzal yönde; U bükümünde ise gingival yönde yer değıştirme gözlenmektedir.



Şekil 53: 0,019x0,025 inç TMA telin vertikal eksende yer değıştirme değeri

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Bu tez çalışmasında, çekimli tedavi yapılan derin kapanışlı olgularda 0,016x0,022 inç ve 0,019x0,025 inç kalınlığındaki TMA telden bükülen L loop mekaniklerinin diş ve çevre dokular üzerindeki etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Derin kapanış tedavisi sonrasında elde edilen durumun devamlılığının sağlanması, ortodontistler için en önemli zorluklardan biridir (Fattahi ve ark, 2014). Derin kapanış tedavisinin uzun dönem sonuçları, aşağıdaki faktörler ışığında değerlendirilmektedir:

- Tedavi sırasında üst ve / veya alt kesici dişlerin intrüzyonu,
- Tedavi sırasında üst ve / veya alt bukkal dişlerin ekstrüzyonu,
- Tedavi sırasında alt kesici dişlerin labio-lingual pozisyonundaki değişiklikler,
- İnterinsizal açının tedavi sonrası değeri,
- Retansiyon sonrası dönemde oluşan mandibular büyüme,
- Tedavi sırasında oklüzal düzlemde yapılan değişiklikler,
- Tedavinin çekimli veya çekimsiz yapılması,
- Tedavi sırasında aşırı düzeltme (Berg, 1983).

Ortodonti hastalarında ortodontik sorunların çoğuna Spee eğrisindeki artış eşlik eder. Andrews (1972) ve diğer yazarlar (Schudy, 1968; Otto ve ark, 1980) düz bir oklüzyon düzlemi varlığında interküspidasyonun optimal olacağını ve bu nedenle Spee eğrisinin düzleştirilmesinin, özellikle derin overbite vakalarında ortodontik tedavinin amaçlarından biri olması gerektiğini belirtmişlerdir (Sayar ve Oktay, 2018).

Marshall ve ark (2008) çalışmalarında, belirgin bir Spee eğrisinin derin kapanış gelişiminde önemli bir rol oynadığını bildirmiştir. Bhateja ve arkadaşları da (2016) artan Spee eğrisinin derin kapanışın tüm etiyolojik faktörler arasında en büyük etkiye sahip olduğunu göstermekte ve derin kapanış tedavisinde alt arka grup dişlerin ekstrüzyonu ve alt ön dişlerin intrüzyonuyla Spee eğrisinin dengelenmesinin önemini vurgulamaktadır.

Sabit ortodontik tedavi sırasında, çapraşıklık düzeltilmekte ve Spee eğrisi düzleştirilmektedir. Bu nedenle ortodontik tedavi planı yapılırken, çapraşıklığı düzeltmek için çapraşıklık miktarına Spee eğrisinin derinliği eklenmelidir. Eğer spee eğrisi düzleştirilecekse ekstra yer ihtiyacının ortaya çıkacağı unutulmamalıdır (Sayar ve Oktay, 2018)

Derin kapanış tedavisinde çekimli tedaviyle çekimsiz tedavi karşılaştırıldığında düzelim veya stabilite açısından büyük farklılıklar gözlenmemiştir. Derin kapanış hastaları için en uygun tedavi konusunda birçok teknik önerilmiş olsa da bu konuyu ele alan çalışmalarda benzer tedavi ve uzun vadeli stabilite mekanizmaları bulunmuştur (Huang ve ark, 2012).

Derin kapanış maloklüzyonlarını tedavi etmek için hareketli apareylerden sabit ortodontik tedaviye, ortognatik cerrahiye kadar birçok yöntem kullanılmıştır. Bu tedavi yöntemlerinin tümü de derin kapanış miktarını azaltmaktadır ancak hangi yöntemin daha verimli veya etkili olduğu tartışmalıdır. Ayrıca tedavi öncesi derin kapanışın şiddetinin, küçük azı çekimli ya da çekimsiz tedavi uygulanmasının veya farklı retansiyon yöntemlerinin derin kapanış tedavisinin uzun süreli stabilitesinde etkili olup olmadığı da bilinmemektedir (Huang ve ark, 2012).

Ülgen (2005), retansiyonun sağlanması için çekim boşluğunun mezial ve distalinde bulunan dişlerin eksen eğimlerinin mümkünse abartılarak düzeltilmesini, alt ve üst kesici dişlerin labiolingual eksen eğimlerinin düzeltilmesini, interinsizal açının ise normal değerin de altında kalacak şekilde küçültülmesini önermiştir.

İnterinsizal açının derin kapanış tedavisinin stabilitesinde kritik bir rol oynadığına inanılmaktadır. Berg (1983), yaptığı çalışmada ortodontik tedavi görmüş 26 derin kapanış vakasının alçı modelleri ve lateral sefalometrik radyografilerini tedaviden önce ve sonra ve retansiyondan 5-9 yıl sonra analiz etmiştir. Vakaların 23'ünde tedaviden sonra interinsizal açının 140° 'den az olması, elde edilen uzun süreli stabilitede önemli bir faktör olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle derin kapanış tedavisinin stabilitesi için tedavi sonunda interinsizal açının 140° 'den az olması gerektiğini önermiştir. Houston'a (1989) göre, yaklaşık 135° ' lik bir interinsizal açı, kesici dişlerin erüpsiyonunu engeller ve bu nedenle derin kapanış tedavisinin stabilitesi üzerinde olumlu bir etkiye sahiptir.

Derin kapanışı azaltmak için bölümlü ve devamlı ark tekniklerinin avantajları hakkında önemli tartışmalar vardır. Bölümlü ark tellerini savunanlar, devamlı ark tellerinin mandibular düzlem açısını arttırabileceğini ve bunun da derin kapanışın relapsıyla sonuçlanabileceğini iddia etmektedir. Ters Spee eğrisi ile devamlı telleri savunanlar, bölümlü ark telleri ile kesici dişlerin intrüzyon ve proklinasyonunun nüks ile sonuçlanacağını savunurlar (Dake ve Sinclair, 1989). Dahil edilen çalışmalardan sadece ikisi bölümlü ile devamlı tel tekniklerini karşılaştırmış ve düzeltme mekanizmasında veya stabilitede önemli farklılıklar bildirmemişlerdir (Dake ve Sinclair, 1989, Preston ve ark, 2008). Diğer yazarlar farklı seviyelendirme tekniklerini karşılaştırmış ve derin kapanış düzeltme mekanizmasında büyük

farklılıklar bulamamışlar, neredeyse tüm tekniklerin kesici intrüzyon ve proklinasyonu ile sonuçlandığını bildirmişlerdir (Parker ve Harris, 1995).

Ortodontide uygulanan aşırı kuvvetler, kök rezorpsiyonuna neden olabilir. Bununla birlikte uygulanan yetersiz kuvvetler ise dişler üzerinde herhangi bir etki oluşturmaz (Wu ve ark, 2018a).

Kanın dişin devrilme hareketi için gereken optimal ortodontik kuvvet, paralel hareket için gereken kuvvetten daha küçüktür. Sadece krona kuvvet uygulandığında bile diş kökünü çevreleyen PDL boyunca büyük bir tork üretileceğinden PDL'nin servikalinde ve apikalinde kolayca bir stres birikimi meydana gelir (Parker ve harris, 1998). Bu nedenle daha küçük bir ortodontik kuvvet, translasyona kıyasla kanin dişin devrilme hareketini başlatmak için yeterlidir ve aşırı kuvvet kök rezorpsiyonuna neden olabilir (Wu ve ark, 2018a).

Reitan (1963) translasyonun son aşamaları için gereken kuvvetin üst kanin dişler için 150-200 g ve alt kanin dişleri için 100-200 g olması gerektiğini bildirmiştir.

Dişlerin paralel hareketinin sağlanması için kullanılan en uygun kuvvet 100 g ve 150 g aralığındadır (Wu ve ark, 2018a). Ayrıca optimal devirme kuvveti de Liao ve ark. na göre 14-50 g aralığındadır (Liao ve ark, 2016).

Wu ve arkadaşlarının (2018a) sonlu elemanlar analizi ile üst kanin diş üzerine yaptıkları çalışmanın bulgularına dayanarak, üst kanin dişin distal yönlü translasyon ve devrilme hareketleri için gereken optimal ortodontik kuvvetler sırasıyla 130-137 ve 40-44 g, labial yönlü translasyon ve devrilme hareketi için gereken optimal kuvvetler ise 110-124 ve 28-32 g olarak bildirilmiştir. Biz de çalışmamızda buna uygun olarak kanin dişin kökünün eksen eğiminin düzeltilmesi için 100 g kuvvet kullandık.

Paralel hareket için gereken optimal ortodontik kuvvetleri belirlemek için yapılan çalışmalarda Lee (1965), insan üst kanin dişin distalizasyonu için gereken optimum kuvvet seviyesinin 1.5 N ve 2.6 N (150 g ve 260 g) arasında olduğu sonucuna varmıştır. Storey ve Smith (1952) de 1.5-2 N'nin (150-200 g) alt kanin dişin paralel hareketi için en uygun kuvvet aralığı olduğunu bulmuştur. Liao, yaptığı üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında insana ait üst çene kanin dişine 7,5 g-300 g arasında değişen değerlerde distal yönlü kuvvet uygulanmasını simüle etmiş ve üst kanin dişinin paralel hareketi için gereken optimum kuvvetin 0,76-2,66 N (76-266 g) olduğunu bildirmiştir (Liao ve ark, 2016).

Jiang (2015), düşük veya yüksek moment-kuvvet oranı (M / F) olmak üzere iki farklı tedavi seçeneğiyle kök yüzeyinde, periodontal ligamentte ve alveol kemiğinde oluşan ilk mekanik değişiklikleri incelediği çalışmasında T loopa, paralel hareket veya kontrollü devrilme sağlamak amacıyla belirlenen M / F ile yaklaşık 125 cN kapatma kuvveti uygulamıştır.

Dişlerde kontrollü devrilme hareketinin sağlanabilmesi için moment-kuvvet oranının 6/1-7/1, translyasyon hareketinin sağlanması için ise 9/1- 10/1 civarında olması gerekmektedir (Tosun 1999). Burstone, (1982) boşluk kapatma amacıyla uygulanan vertikal loopların aktive edildiklerinde uyguladıkları M/F oranının boyları 10 mm' ye uzatıldığında bile 4/1' i geçemediğini belirtmiştir. Bu oran da translyasyon için gereken 10/1 oranı için yeterli olmadığından ilave bükümler eklenmesi gerekmektedir.

Dikey looplarda aktivasyon sırasında oluşan yük esneme oranları oldukça yüksek olabilmektedir. Örneğin, 0,018 x 0,025 inç çelik telden yapılan bir vertikal loopun 1 mm aktivasyonunun 1000 g'lık oldukça yüksek bir kuvvet ürettiği belirtilmektedir. Kanin apeksi etrafındaki kontrollü devirme hareketleri için 100 g kuvvet yeterli görülmektedir, bunun için de loopun sadece 0,1 mm aktive edilmesi gerekir. Klinikte bu miktarın kontrolünün zorluğu sonucu istenmeden yüksek kuvvet uygulandığında ağrı, indirekt kemik kaybı ve buna bağlı ankraj kaybı ankraj kaybı ile karşı karşıya kalınmaktadır (Tosun 1999; Burstone, 1982).

TMA veya titanyum molibden alaşımı olarak bilinen Beta-titanyum teller, düşük sertlik, mükemmel şekillendirilebilirlik, diş hareketi için verimli çalışma aralığını sağlayabilme yüksek geri yaylanma özelliği, çeliğe kıyasla daha düşük sertlik değeri, yüksek şekillendirilebilirlik, esneklikte azalma olmaması ve korozyona direnç gibi özellikleri nedeniyle ortodontide kullanılmaktadır. Başlangıçta bölümlü arklarda ve loplarda retraksiyon amacıyla kullanılan Beta-titanyum telleri, zamanla ortodontik tedavinin tüm alanlarında popüler hale gelmiştir. Nikel-titanyum ve paslanmaz çelik alaşımları arasında elastik bir modüle sahip olan Beta-titanyum telleri bağımsız diş hareketi gerektiren durumlarda çok etkilidir (Burstone 1982; Gurgel ve ark, 2011). Paslanmaz çeliğe kıyasla daha yüksek geri yaylanma özelliklerine sahiptir ve kalıcı deformasyon olmadan iki kat fazla bükülebilir. Ayrıca, benzer aktivasyon altında çelik alaşımları tarafından uygulanan kuvvetlerin yaklaşık yarısına karşılık gelen kuvvetleri uygular, bu da klinikte slotu dolduran ancak paslanmaz çeliğin daha küçük kesitlerinin sağladığı kuvvetleri sağlayan ark telleriyle çalışmaya olanak sağlar (Burstone ve Goldberg, 1980).

Loopların mekanik özellikleri, loop tasarımı, tel materyali, tel boyutu ve gable bend gibi birçok faktöre bağlıdır. Paslanmaz çelik tellerden yapılan looplarda, paslanmaz çelik tellerin sertliğinin fazla olmasından dolayı tel uzunluğunun ve loop yüksekliğinin artırılması gerekmektedir, bu da hasta için rahatsızlık vericidir. Bu nedenle, azaltılmış esneklik modülü, sertlik ve yük sapma modülüne sahip TMA (Beta Titanyum) teller, loop üretmek için tercih edilen tel haline gelmiştir (Chacko ve ark, 2018).

TMA teller sıklıkla boşluk kapatma amacıyla üretilen looplarda kullanılır. Birçok TMA loop, düşük bir F/D oranı ve loop aktive edildiğinde ya da pasif hale getirildiğinde değişen bir

M/F oranına sahiptir. Buna bağılı olarak dişler kontrollü devrilme, paralel hareket ve kök hareketi döngüsünde hareket eder. Geleneksel TMA kapatma loopları ideal M/F oranı olan 10/1'i sağlayamadığından, kron / kök devrilme miktarını azaltmak için genellikle gable bend şeklinde ilave momentler oluşturulur (Haris ve ark, 2018).

Beta-titanyum teller (β -Ti) esneklikte azalma olmamasından dolayı deaktivasyon sırasında az miktarda kuvvet kaybına uğrarlar. Bu nedenle bölümlü mekanikler için idealdir (Caldas ve ark, 2011; Caldas ve ark, 2014).

TMA teller, aynı miktarda aktivasyonda, paslanmaz çelik tellerden daha az kuvvet uyguladığından, M/F oranı TMA tellerden üretilen looplarda daha fazla olacaktır. Öngörülen slotta kullanılan daha büyük çaplı TMA teller, daha az tel hareketi ve daha iyi tork oluşumu sağlar, bu da looplarda önde oluşturulan gable bendlerle daha da güçlendirilir. Bu, dengeleme momenti sayesinde geniş çaplı tellerde daha iyi M/F oranları elde edilir. Ortodontik literatüre göre, 5/1 M/F oranı kontrolsüz devrilme, 7/1 oranı kontrollü devrilme, 10/1 oranı paralel hareket ve 10/1'den büyük oranlar ise kök hareketi üretir (Smith ve Burstone, 1984).

Beta titanyum T-looplar 1980'lerden beri, özellikle küçük azı diş çekimli hastalarda, boşluk kapatmak için kullanılmaktadır (Burstone ve Goldberg, 1980; Burstone 1982).

Proffit ve ark (2007), küçük çaplı loopların büyük kesitli olanlara kıyasla daha hafif kuvvetler üretmesinden dolayı 0,018 inçlik sistemle 0,016x0,022 telden bükülmüş closing loop kullanılmasını savunmuştur. Bununla birlikte Sumi ve ark (2016) yaptığı çalışmasında 0,022 inç slot sisteminde 0,019x0,025 inç veya 0,021x0,025 inç ark telinin kullanımının optimum kuvvet ve M/F oranının sağlanması ve dolayısıyla ön diş hareketinin daha iyi kontrol edilmesinde son derece avantajlı olduğunu ileri sürmektedir ve 0,018 inç slot sistemindeki 0,017x0,025 inç ark teli ile karşılaştırıldığında daha yüksek sertliği nedeniyle telin eğilme etkisinin en aza indirilebildiğini söylemektedir (Sumi ve ark, 2016).

T loopta, apikale tel ilavesiyle ideal tasarım edilmektedir. Tipik bir dikey loop, kanin dişin kökünü distale hareket ettirme eğilimi gösteren bir moment üretir, ancak moment-kuvvet oranı çok düşüktür. T loopta olduğu gibi apikale tel ilavesiyle, bu momentin kuvveti artar. Tel ilavesinin iki amacı vardır. Yük sapma oranını düşürür ve aynı zamanda düzgün yerleştirilirse moment-kuvvet oranını artırır (Burstone 1976). Bölümlü ark tekniği ile kullanılan önceki tasarımlarda, yük sapma oranını düşürmek için heliksler yerleştirilmiştir. Beta-ti telin (TMA) kullanılması, bir T loopun kendisinin helikse ihtiyaç olmadan nispeten düşük bir yük sapma oranına ve büyük bir maksimum geri yaylanmaya sahip olmasını sağlamıştır (Burstone 1982).

Kanin dişin distal tippingi durumunda, düz tellerle seviyeleme yapılması, kronların mezial harekete yatkın olduğu vakalarda çapraşıklık daha da arttırabilir. Bu nedenle, reaktif elemanlar ve önceden aktive edilmiş T-looplar ile bölümlü mekaniklerin kullanılması ve kanin dişlerin meziodistal devrilme doğrultusunda yatay aktivasyonu tavsiye edilir. Örneğin, mezial devrilme durumunda, T-loop, kanin dişi dik konuma gelene kadar yatay olarak aktive edilebilir. Dik açılı kanin dişlerde ise standart bir T-loop, preaktivasyonlar ve yatay aktivasyon ile, translasyon hareketleri üretir. Distal devrilme durumunda, başlangıçta preaktivasyonlar kullanılabilir (Caldas ve ark, 2014).

Loopun merkeze yerleştirilmesi, moment-kuvvet oranını etkiler. Eşit değişim oranları gerekiyorsa, looplar merkezi olarak yerleştirilmelidir. Daha yüksek moment-kuvvet oranı sabitliği gerektiğinde, looplar sabitliğin gerekli olduğu dişler (segment) yönünde merkezden uzaklaştırılmalıdır. Genel kural şöyledir: Arka dişler ve ön dişler nispeten eşit miktarlarda hareket edecekse, loop ortalanır. Arka dişler korunacaksa, loop öne yerleştirilir ve ön dişler korunacaksa, loop arkaya yerleştirilir (Burstone, 1982).

Vertikal L-looplar, maksimum moment-kuvvet oranlarına looplar merkezi yerleşimli olduğunda ulaşırlar (Gürgele ve ark, 2011). Bizim çalışmamızda da loop, merkeze yerleştirilmiştir.

13 mm'lik braketler arası mesafe, bir küçük azı dişin çekim boşluğuna bitişik iki braketi ayıran ortalama mesafeye eşittir (Siatkowsky, 1997). Bizim çalışmamızda ise bu mesafe 12,5 mm olarak ölçülmüştür.

Aktivasyon başlangıcındaki moment-kuvvet oranını arttırmak için mümkün olduğunca apikal tel ilavesi yapılmalıdır. Telin rastgele yerleştirilmesi moment-kuvvet oranını azaltacaktır. Bu oranı arttırmak için Burstone, T loop tasarımı kullanılmıştır (Burstone, 1982).

Loop yüksekliği, özellikle M/F oranını önemli ölçüde etkiler. Loop yüksekliği arttıkça, M/F oranı artar. Hiçbir loop, yüksekliğinden daha yüksek bir M/F oranına ulaşamaz. Burstone ve Koenig (1976), 6 mm yüksekliğinde dikey bir loopun yaklaşık 2 M/F oranına sahip olduğunu, 10 mm yüksekliğinde dikey loopun ise 7 mm'lik yatay loop genişliği için yaklaşık 4 M/F oranına sahip olduğunu bildirmiştir. Bir T loop için, gingival horizontal genişlik arttıkça, M/F oranı da bir üst sınıra kadar artar ve sonra sabit kalır. Loop uzunluğu ve heliksin M/F oranı üzerinde etkileri çok azdır. Ağız içerisinde büküm yapma zorluğu ve hasta için rahatsızlık oluşturmamasından dolayı, loop yüksekliği ancak belli bir miktara kadar uzatılabilir (Nanda ve ark, 2005).

Burstone ve Koenig (1976), loop yüksekliğinin M/F oranını etkileyen en önemli faktör olduğunu ve M/F oranının yükseklikle doğru orantılı olduğunu bildirmiştir.

Loop yüksekliğini artırmanın bir başka avantajı da teli plastik deformasyona uğratmadan aktivasyon sağlanabilmesidir. Çeşitli çalışmalarda kullanılan ortalama loop yükseklikleri 6 ila 10,45 mm arasında değişmektedir (Burstone ve Koenig, 1976; Faulkner ve ark, 1989; Manhartsberger ve ark, 1989; Vieceilli, 2006; Caldas ve ark, 2011; Vieceilli ve Freitas, 2018). Biz de literatürle uyumlu olarak 8 x 8 mm boyutlarında loop kullandık (Menghi ve ark, 1999; Techalertpaisarn ve Versluis, 2017).

Loop şekli, mekanik özelliklerin belirlenmesinde önemli bir faktördür. T looplar tarafından oluşturulan M/F oranı, aynı loop yüksekliğine sahip vertikal looplardan daha yüksektir. Siatkowski (1997a, 1997b) tarafından tanıtılan Opus loop, M/F oranını arttırmak amacıyla apikal kısmında bir heliks bulunan L şekline sahiptir. Opus loop ile benzer boyutlara sahip L looplar bugüne kadarki en yüksek M/F oranlarını vermiştir (Nanda ve ark, 2005; Techalertpaisarn ve Versluis, 2013b).

Simetrik bir loop, interbraket mesafesinin merkezine yerleştirildiğinde, her iki tel ucunda dikey kuvvetler olmadan sadece zıt yönlerde momentler oluşur. (Burstone ve Koenig, 1976; Faulkner ve ark, 1989; Kuhlberg ve Burstone, 1997). Ancak L-loop gibi asimetrik looplar için durum farklıdır. Dikey bir Opus loop veya L-loop ortalandığında, kanin diş braketindeki M/F oranı saat yönünün tersine 8,5 ila 9,3 olan M/F oranlarını gösterirken M/F oranı premolar braketinde (PB) neredeyse sıfırdır (Gürgel ve ark, 2011, Techalertpaisarn ve Versluis, 2013a).

Castro ve arkadaşlarının (2012) yaptığı çalışmada aynı vertikal boyut (7mm) ve aynı interbraket mesafesi için (13 mm) T ve L şeklindeki loopların (yatay kuvvet, M/F oranları) kuvvet sistemlerini belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla beş farklı preaktivasyon bükümü (preactivation bend) ve 0,017"x 0,025" kesitli iki farklı metal alaşım (paslanmaz çelik ve TMA) kullanılmıştır. L looplar, T looplardan daha yüksek kuvvet değerleri oluşturmuştur ve preaktivasyonun kuvvete etkisi doğrulanmıştır. T looplar, L looplardan daha yüksek M/F oranları sağlamıştır. Preaktivasyonların yokluğunda TMA looplar, maksimum seviyesi, loopun dikey boyutundan daha düşük olmak kaydıyla çelik looplardan daha yüksek değerler sunmuştur.

L-looplar, braketler arası tüm farklı loop yerleşimleri için premolar braket tarafında intrüziv kuvvetler göstermiştir (Techalertpaisarn ve Versluis 2013a, 2013b). Techalertpaisarn, ters L-loopların kuvvet sistemini incelediği çalışmada L-loop yönünün tersine çevrilmesiyle intrüziv kuvvetin korunarak uzun bir aktivasyon süresine izin veren bir closing loop konfigürasyonu oluşturulabileceğini belirtmiştir. Tersine çevrilmiş L-looplar, kanin diş braketinin çevresinde intrüziv kuvvetler ve premolar braketinin çevresinde ise eşit miktarda ekstrüzyon kuvveti göstermiştir. Ters L loopun, çeşitli interbraket mesafelerinde kanin braketinin bölgesinde

hiçbir ekstrüzyon kuvveti oluşturmaması, boşlukların kapatılması sırasında ön dişlerde intrüziv bir kuvvet üreteceğini göstermektedir. Dolayısıyla Techalerpaisan ve Versluis (2018), derin kapanışın artmasını önlemek için ön braketler üzerinde intrüziv kuvvetlerin tercih edildiğini, bu bağlamda L-loopların ters olarak kullanılmasının, boşluk kapatma sırasında avantajlı bir kuvvet sistemi oluşturabildiğini ifade etmişlerdir.

Günümüze dek araştırmacılar kuvvet analizi çalışmalarını gerinim ölçer ve holografik interferometre cihazları kullanarak; ayrıca kırılğan vernikle kaplama, fotoelastik analiz, termografik stres analizi ve sonlu elemanlar stres analizi gibi çeşitli yöntemlerle gerçekleştirmişlerdir. (Caputo ve ark, 1974; Burstone ve Pryputniewicz 1980; Devree ve ark, 1983; Andersen ve ark, 1991; Vanderby ve Kohles, 1991; D'Lima ve ark, 2005; Güngör ve ark, 2005).

Gerinim ölçer cihazı, diş hekimliğinde küçük yapıların yüzeyindeki lokal gerilmeleri başarıyla ölçebilmektedir ancak iç gerilmelerin ölçümü, anatomik oluşumlar (kaslar vb.) nedeniyle kısıtlanmaktadır (Hylander, 1984; Hart ve ark, 1992). Diş hareketleri ile ilgili çalışmalarda da gerinim ölçer analiz yöntemi kullanılmaktadır ancak PDL ye yerleştirilme işleminin invaziv olması bu yöntemin diğer bir dezavantajı olarak karşımıza çıkmaktadır (Tanne ve ark, 1987; Andersen ve ark, 1991).

Holografik interferometri yönteminde interferometre isimli bir aletten çıkan iki lazer ışın demeti, kayıt plakası üzerinde saçaklı bir girişim meydana getirir ve burada kuvvet yüklenerek hareket ettirilen cisimdeki gerilme alanlarının değerlendirilmesini sağlar (Korkmaz, 1998). Bu teknikte cismin istenmeyen hareketinin elimine edilmesi gerekmektedir. Bu yöntem ile dış yüzeyde oluşan deformasyonlar hassas bir şekilde değerlendirilebilirken canlı dokularda oluşan iç gerilme bölgelerinin belirlenmesi mümkün değildir (Güngör ve ark, 2005).

Kırılğan vernik tekniğinde, analiz edilecek modelin üzerinin vernik kaplanarak fırınlanmasından sonra modele yön ve şiddeti belirlenmiş kuvvet uygulanır. Kuvvetlerin yoğunluğuyla doğru orantılı olarak verniğin üzerinde oluşan çatlakların sıklığı ve doğrultusu, kuvvetin ve yönünün değerlendirilmesine olanak sağlar. Deney düzeneğini oluşturan parçaların hassasiyeti ve pahalı oluşu, hazırlanan modelin yalnızca bir kez kullanılabilmesi ve canlı dokularda inceleme yapılamaması, bu yöntemin dezavantajlarındandır (Sonugelen ve Artunç, 2002; Ulusoy ve Aydın, 2005).

Termografik gerilme analiz yönteminde homojen izotropik özellikte bir maddeye kuvvet uygulanması sonucunda kuvvetle doğru orantılı olarak artan ısının değerlendirilmesiyle gerilme ve gerinimler incelenebilir (Vanderby ve Kohles, 1991). Bu yöntem, canlı dokularda ve derin bölgelerdeki gerilmelerin incelenmesinde yetersiz kalmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

Radyo telemetri yönteminde gerilim ölçer, kuvvet uygulanacak yapıya sabitlenir. Kuvvet uygulanması sonucu gerilim ölçerde oluşan voltaj değişiklikleri değerlendirilerek sonuçlar elde edilir (Ulusoy ve Aydın, 2005). Bu yöntemle canlı dokuların incelenmesi ancak invaziv bir yöntemle vericinin yerleştirilmesiyle mümkündür (D'Lima ve ark, 2005).

Fotoelastik kuvvet analiz yönteminde fotoelastik dolgu maddesinden elde edilen modele kuvvet uygulanır ve oluşan iç gerilimlerin oluşturduğu ışık taslakları gözlemlenerek değerlendirmeler yapılır (Ulusoy ve Aydın, 2005). Bu yöntemde kullanılan fotoelastik maddelerin elastik katsayılarının, gerçek dokuların mekanik özelliklerine uygun olmaması, yöntemin dezavantajıdır (Ochiai ve ark, 2003). Ayrıca analizi gerçekleştirilecek modelin ölçü yöntemiyle elde edilmesi, karmaşık yapılarda gerçeğe uygunluğun sağlanamamasına yol açmaktadır, bu da sonuçların doğruluğunu etkilemektedir (Tanne ve ark, 1987; Mahler ve Peyton, 1955).

Fotoelastik yöntem diş hekimliğinde ilk olarak Zak (1935) tarafından diş hareketinin türünü, kuvvetini ve kuvvetlerin uygulama noktasını değerlendirdiği çalışma ile tanıtılmıştır. Ortodontide, bu teknik kanin dişlerin T-loopla retraksiyonu sırasında farklı materyallerden yapılan tellerin oluşturduğu ortodontik kuvvetleri karşılaştırmak için de kullanılmıştır (Maia ve ark, 2011).

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip ve farklı özellikte materyaller içeren yapılara kuvvet uygulandığında oluşan gerilme, gerinim ve yer değiştirmelerini ayrıntılı bir şekilde kantitatif olarak değerlendirilmesini sağlayan matematiksel bir analiz yöntemidir (Geng ve ark, 2001; Güngör ve ark, 2005; Ramoğlu ve Ozan, 2014). Devree ve ark, (1983) yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar yöntemi ile fotoelastik yöntemi karşılaştırmış, SEA' nin sayısal yönteminin ve hassasiyetinin, deneysel fotoelastisite yöntemine kıyasla araştırmacılar için daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi diş hekimliğinde ilk kez 1968 yılında Ledley ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturarak diş modeline farklı yönlerde kuvvetler uyguladıkları ve dişin çevresindeki kemikte oluşan stresleri inceledikleri araştırmalarında kullanılmıştır (Ledley ve Huang, 1968).

Ortodontide ise, sonlu elemanlar analizi ilk kez 1971 yılında Davidian tarafından kullanılmıştır. Davidian yaptığı çalışmada üst kesici dişin teorik rotasyon merkezini belirlemek amacıyla bir diş modeli oluşturmuş ve kesici dişe uyguladığı kuvvetin periodonsiyumda oluşturduğu mekanik cevapla birlikte rotasyon merkezinde meydana gelen yer değişimini incelemiştir (Davidian, 1971). Bu tarihten günümüze dek diş, periodontal ligament, alveol

kemiği, restoratif diş hekimliği ve protez materyalleri gibi birçok yapıda uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan çeşitli streslerin incelenmesi amacıyla sonlu elemanlar analizi yaygın olarak kullanılmaktadır (Wakabayashi ve ark, 2008).

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile diğer yöntemlerde oluşturulamayan senaryolar oluşturularak birçok çalışma yapılabilmekte ve problemler çözülebilmektedir (Geng ve ark, 2001). Mackerle (2004), sonlu elemanlar analizinin diş hekimliğinde kullanımı ile ilgili yapmış olduğu derlemesinde analizin dental materyallerden ortodontide diş hareketleri ve ortodontik apareylere kadar pek çok simülasyon çalışmasında kullanımını bir arada sunmuştur.

Sonlu elemanlar analizi yöntemi, ortodonti alanında karmaşık biyomekanik soruların simülasyon yoluyla cevaplanmasını ve birçok spesifik senaryolarda biyolojik yapıların davranışlarının öngörülmesini sağlar. Bununla birlikte, sonlu elemanlar simülasyonu ile elde edilen çözümler sayısal yaklaşımlar olmaktadır. Ölçümler in vivo olarak yapılamasa da klinik araştırmalara faydalı bilgiler sağlamaktadır (Papageorgiou ve ark, 2017).

Miyakawa ve ark (1985) ortodontik aparey, dişler ve destek dokulardan oluşan sistemin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi sonucunda bu yöntemin sistematik ve kantitatif bir değerlendirme sağlamasından dolayı fotoelastik yöntemden daha üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Sonlu elemanlar analizi ortodontide diş hareketlerinin sonucunda oluşan streslerin ve yerdeğiştirmelerin incelenmesi, ortodontik mekaniklerin, apareylerin ve malzemelerin test edilmesi, kuvvetin etkilerinin tahmin edilmesi, kraniyofasiyel ve dental yapıların ve tedavi etkilerinin incelenmesi gibi çeşitli konularda kullanılmaktadır (Devree ve ark, 1983; Miyasaka ve ark, 1994; Sameshima ve Melnick, 1994; Gautam ve ark, 2009; Liu ve ark, 2015; Moon ve ark, 2015; Roberts ve ark, 2015).

Viecelli (2006) yaptığı çalışmada premolar çekim bölgesinde üst sağ kanin dişin translasyonu veya distal olarak devrilmesi sırasında oluşan stres ve deformasyonu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile hesaplamıştır.

Mc Guinness ve ark (1992), Edgewise tekniğinde oluşan ortodontik kuvvetlerin dağılımını değerlendirmek için sonlu elemanlar analizinden yararlanmışlardır. Yazarlar, 0,022 inç slota sahip bir üst kanin diş braketleri ve slota uygun bir tel kullandıkları çalışmalarında tele paralel olarak sadece meziodistal yönde 98,1 gF'lık bir kuvvet uygulamışlar ve meydana gelen stres konsantrasyonunun PDL servikal marjini ve diş apeksinde daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir.

SEA yöntemleri, loopları braketlere bağlayıp etkinleştirerek klinik bir durumun simülasyonu ile farklı loop türlerinin kuvvet, moment, yer değiştirmeler ve stres açısından

davranışlarının ayrıntılı olarak değerlendirilmesine izin verse de bu yöntemin bazı sınırlamaları vardır. SEA, tel pasif haldeyken veya dişin kuvvetlerin etkisi altında hareket etmesi sonucu kuvvet sisteminde veya gerilme düzeninde oluşan değişiklikleri incelememize izin vermez (Chacko ve ark, 2018).

Araştırmamızda; diğer kuvvet analiz yöntemlerinin karmaşık yapıları ayrıntılı şekilde modellemede yetersiz kalması, analiz edilecek yapının fiziksel özelliklerini tam olarak yansıtamaması, kuvvet iletimi için doku içine invaziv yöntemlerle aygıt yerleştirilme gereksinimi ve deney düzeneğine ihtiyaç duyulması gibi dezavantajlarından dolayı sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

Çeşitli loop tasarımlarının etkinliği, sonlu elemanlar analizi (SEA) gibi bilgisayar analizleri ile test edilip karşılaştırılabilmektedir (Raboud ve ark, 1997). SEA, ortodontiste, dentoalveoler kompleks içerisinde meydana gelen fizyolojik reaksiyonların daha iyi anlaşılmasını sağlayan nicel veriler sunar (Ren ve ark, 2003; Haris ve ark, 2018).

Literatürde çeşitli loop mekaniklerin uygulanması ve klinik etkinliği ile pek çok çalışma bulunmasına rağmen; stres, strain ve yerdeğiştirme gibi biyomekanik faktörlerin dişler ve çevre dokular üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalar sınırlıdır. Bu biyomekanik etkilerin oluşturulmasında in-vivo çalışmalar yeterli olmadığından, ortodontide biyomekanik faktörlerin değerlendirilmesi için sonlu elemanlar analizi kullanılmaktadır.

Sonlu elemanlar analizinde karmaşık yapılar, eleman adı verilen daha basit birimlere ayrılarak daha kolay hesaplanabilmektedir (Korioth, 1997; Rudolph ve ark, 2001; Roberts ve ark, 2015; Singh ve ark, 2016). Yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında oluşturulan modellerde; genellikle 4 yüzeyli (tetrahedral), 5 yüzeyli (pentahedral) ve 6 yüzeyli (hexahedral) ve 8 yüzeyli (octahedral) elemanlar kullanıldığı görülmektedir (Korioth, 1997; Gautam ve ark, 2009; Güler ve Şen, 2015). Bizim çalışmamızda ise modelleme yapılırken mümkün olduğunca 8 yüzeyli elemanlar kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde eleman sayısının artması gerçeğe daha yakın bir model oluşturulmasını, düğüm sayısının artması ise kuvvet uygulandığında elemanlar arası kuvvet iletiminin daha gerçekçi olmasını mümkün kılar. Böylece analizler daha hassas bir şekilde yapılabilir (Cruz ve ark, 2006; Ulusoy ve Darendeliler, 2008). Literatürde Gautam ve ark (2009), 108 759 element ve 193 633 düğüm kullanırken, Yu ve ark (2007), 22 236 eleman ve 71 714 düğüm kullanmışlardır. Biz de uygulanan kuvvetin diş ve çevre dokulardaki etkilerini hassas sayısal değerlerle elde edebilmek ve daha etkili bir şekilde değerlendirebilmek için çalışmamızda 1. modelimizde 159 373, 2. modelimizde 159 122 düğüm sayısı; 1. modelimizde 737 298, 2. modelimizde ise 736 829 eleman sayısı ile çalıştık.

Gerçekte herhangi bir yapı ya da malzemenin tümüyle homojen ve izotrop özellik göstermesi mümkün değildir (Provatidis, 2000; Toms ve ark, 2002; Chopade ve ark, 2014; Grbović ve Mihajlović, 2017). Kemik de özellikleri yöne bağımlı olan anizotropik bir yapıdır. Anizotropi, farklı eksenler boyunca ölçüldüğünde, bir materyalin absorpsiyon, kırılma indisi, iletkenlik, gerilme direnci gibi fiziksel veya mekanik özelliklerinde farklılıklar olması olarak tanımlanmaktadır (Moeen ve ark, 2014). Bir yapının homojen özellikte olmaması ve anizotropi göstermesi sonucu, mutlak gerinimlerde ve elastik modüllerde farklılıklar oluşmaktadır, bu nedenle de stres dağılımı ve gerilimsel etkilerin analizinde olumsuzluklarla karşılaşılabilir (Geng ve ark, 2001). Bu bağlamda, yapılan pek çok çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da tüm yapılar homojen, izotropik lineer kabul edilerek analiz yapılmıştır (Tanne ve Sakuda 1991; Miyasaka ve ark, 1994; Geramy, 2002; Gautam ve ark, 2009; Naini ve Nokae, 2009; Kim ve ark, 2010; Duaibis ve ark, 2012; Chacko ve ark, 2018; Oskui ve ark, 2018)

Çalışmada kullanılan malzeme ve dokuların temel özelliklerinden olan elastikiyet modülü ve Poisson oranı, uygulanan kuvvete verilen cevabın belirlenmesinde ayırtedici değerler olarak karşımıza çıkmaktadır (Sagaguchi ve ark, 2019). Araştırmamızda literatürdeki çalışmalarla benzer Young modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (Borchers ve Reichart, 1983; Asmussen ve ark, 2005; Liang ve ark, 2009; Duaibis ve ark, 2012; Lombardo ve ark, 2012; Liu ve ark, 2015; Ahmed ve ark, 2019; Ammourey ve ark, 2019; Büyük ve ark, 2019; Feng ve ark, 2019).

Üç boyutlu elemanlarda en büyük gerilme değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere asal gerilme denir.

- Maksimum asal stres, pozitif değerdir ve en yüksek gerilme dayanımını simgeler.
- Minimum asal stres, negatif değerdir ve en yüksek sıkışma dayanımını simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken o stres tipidir (Yamaji, 2003).

Von Mises Stres, metal gibi eğilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Kemik gibi kırılğan materyaller için ise maksimum asal gerilme değerleri kullanılır. Maksimum asal gerilme prensibine göre; maksimum asal gerilme değeri, materyalin sınır gerilme dayanımından veya sınır sıkışma dayanımından fazla olduğunda başarısızlık meydana

gelir (Gambhir 2012). Kortikal kemik ve dişlerdeki von Mises gerilim değerleri, sadece stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir. Bizim çalışmamızda braket ve tellerde oluşan gerilmelerin dağılımını göstermek amacıyla von Mises gerilmeleri kullanılırken, dişler ve kemik dokuda oluşan gerilmeler için ise asal gerilmeler kullanılmıştır. Von Mises gerilmeleri de ayrıca genel bir fikir oluşturması açısından kemik yapı ve dişler için gösterilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde elde edilen bulguların hassasiyeti ve doğruluğu, oluşturulan modelin gerçeğe uygunluğuna bağlıdır. Analizinin yapılabilmesi için gerekli olan modelleme amacıyla genellikle, üç boyutlu inceleme sağlayan BT ve MRG görüntülerinden faydalanılmaktadır (Korioth ve Versluis, 1997; Geng ve ark, 2001; Gautam ve ark, 2009; Güler ve ark, 2012; Knop ve ark, 2015). Kullanılan braket, tüp ve teller manuel olarak modellenirken, dişlerin modellenmesi aşamasında literatüre uygun şekilde Wheeler atlasından yararlanılmıştır (Wheeler, 1949).

5.2. Bulguların Tartışılması

5.2.1. Birinci Modelin Bulgularının Tartışılması

5.2.1.1. Birinci Modelde Tel ve Braketlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

Birinci modelde kullandığımız 0,016x0,022 inç TMA ark telinden bükülmüş L loop üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde en fazla gerilmenin loop açıklığının distal köşesinde olduğu görülmüştür. teldeki gerilme yoğunluğu kanin ve 2. küçük azı dişin distaline uzanan bölge boyunca kesintisiz devam etmektedir. Bu gerilme alanlarının, telin 1. ve 2. büyük azı tüplerinin içinde kalan bölgelerinde gerilmenin minimum olduğu görülmektedir. Braket çevresindeki gerilmeleri karşılaştırdığımızda kanin braket çevresinde maksimum olan gerilme kuvvetinin posterior dişlerde gittikçe azaldığı ve 2. büyük azı dişte en az olduğu görülmektedir. Yapılan analiz sonucunda tel üzerinde kanin braket slotundaki telde, loop açıklığının kanin diş tarafındaki köşesinde ve loopun U bükümünde lingual yönde yer değiştirme, telin kanin diş bölgesinde kalan kısmı ve küçük azı tarafında U bükümünün altında

kalan kısmı arasında meziale yer değiştirme, loopun U bükümü hariç diğer bölümlerinde oklüzal yönde, U bükümünde ise gingivale yer değiştirme gözlenmektedir.

5.2.1.2. Birinci Modelde Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

Araştırmamızda dişlerde oluşan gerilme dağılımları incelendiğinde kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen gerilmelerin kanin ve 1. küçük azı dişlerde 1. ve 2. büyük azı dişlere kıyasla çok daha fazla olduğu görülmektedir. Bu durum, loopun kanin diş bölgesinden aktivasyonuna bağlıdır.

En fazla gerilme kanin dişin distal yüzünde krondan başlayarak tüm kök yüzeyinde ve 2. küçük azı dişin mezial yüzünde krondan başlayarak apikal bölge hariç tüm kök yüzeyinde; 1. büyük azı dişin kole çizgisi çevresi hariç kronun mezial kontak noktası çevresi ve mezial kökün apikal 1/3'e uzanan vestibül bölgesinde ve kronda tüp altında kalan alandan bifurkasyona kadar olan bölgede gözlenmiştir.

Rudolph ve ark (2001), ortodontik diş hareketleri sırasında kök apeksinde stres oluşumunu değerlendirmek için yaptığı 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında alveolar kret bölgesinde bulunan streslerin devirme kuvvetlerinden, PDL ye dağılmış streslerin de translasyon hareketinden kaynaklandığını göstermişlerdir. Bu bilgiye dayanarak biz de sonuçlarımızı kanin dişte distale, 1. küçük azı dişte ise meziale doğru bir translasyon eğilimi olduğu şeklinde yorumlayabiliriz.

Dişler üzerinde oluşan sıkışma değerleri incelendiğinde, en yüksek sıkışma değerinin 1. büyük azı dişin distal tüberkül tepesinde elde edildiği görülmüştür. Diğer yüksek sıkışma değerleri ise, kanin dişin mezial yüzeyinde krondan başlayarak kökün apikaline kadar, ikinci küçük azı dişte distal yüzeyde krondan başlayarak kökün apikaline kadar olan bölgede; 1. büyük azı dişin kontak bölgelerinde ve kronun distal yarısında; 2. büyük azı dişin kontak bölgesinde gözlenmektedir. Sonlu elemanlar analizi bize kuvvetin ilk uygulandığı anda mekanikte oluşan sonuçları vermektedir. Buna göre 1. modelde uyguladığımız L loop ilk anda kanini meziale küçük azı ve büyük azı dişleri ise distale doğru itecek bir kuvvet oluşurmaktadır. Fakat bizim modele uyguladığımız bu mekanikte kanin dişin mezialindeki ve 2. büyük azı dişin distalinde ark teli üzerindeki bükümler dişlerin o taraflara doğru hareket etmesini engelleyecek ve L loopun açıklığının azalmasıyla ilk anda oluşan sıkışma bölgeleri mekanikğin çalışmasıyla beraber gerilme bölgelerine dönüşecek ve diş hareketi kanin dişin eksen eğiminin değişmesi şeklinde oluşacaktır.

Yapılan analiz sonucunda transversal yönde en fazla yerdeğiştirmenin kanin dişin kronunun bukkalinde mezial yarıda olduğu görölmektedir. Bu bulgu, kanin dişin meziolingual yönde rotasyon eğilimine girdiğini göstermektedir. Aynı zamanda 2. küçük azı dişin meziobukkalinde de kanin dişe göre daha az miktarda bukkale doğru bir yerdeğiştirme eğilimi sözkonusudur. Pesce ve ark (2014) yaptıkları çalışmalarında, bulgularımızla uyumlu olacak şekilde, telin braket içindeki hareket miktarı arttığında, dişlerde yan etki olarak rotasyon olduğuunu bildirilmişlerdir.

2. küçük azı dişin palatinal tüberkülünde, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin tüm tüberküllerinde az miktarda linguale doğru yer değiştirme gözlenmektedir. Bu dişlerde köklerdeki yerdeğiştirmenin çok küçük değerde olması, dişlerin lingual yöne devrilme eğiliminde olduğuunu göstermektedir.

Analiz sonucunda sagittal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kronunun bukkal bölgesinde distal yarıda ve mezial yönde olduğu görölmektedir. 2. küçük azı dişin kronunda distale doğru bir yer değiştirme gözlenmektedir. 1. ve 2. büyük azı dişlerde kronlarda sagittal eksende distal yönde yer değiştirme görölmekte iken köklerdeki yer değiştirme miktarı minimum değerlerde izlenmesi, bu dişleri distale devrilme eğiliminde olduğuunu göstermektedir.

Vertikal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin mezialinde kronundan başlayarak kökün orta üçlüsüne kadar intrüzyon hareketi gösterecek gibi olduğu gözlemlenmektedir. Yine kanin dişin distalinde köke doğru azalan değerde oklüzal yönde yoğun bir yer değiştirme mevcuttur. Bu yerdeğiştirme, bize kanin dişin meziale doğru dikleşme eğilimini göstermektedir. 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin mezial yarılarında posteriora doğru ve krondan köke, mezialden distale doğru azalan değerde oklüzal yönde yerdeğiştirme görölmektedir. 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin distal yarılarında ise posteriora doğru ve krondan köke, mezialden distale doğru azalan değerde gingival yönde yerdeğiştirme görölmektedir. Bu yerdeğiştirmeleri ise 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin distal yönde dikleşmeleri olarak yorumlamak mümkündür.

Techalertpaisarn ve Versluis (2017), pozitif dikey kuvvetler bir dişi loopun tersi yönde (ekstrüzyon), negatif kuvvetlerin ise dişi loop yönünde hareket ettirdiğini (intrüzyon); pozitif momentlerin in dişe saat yönünde, negatif momentlerin ise saat yönünün tersine hareket verdiğini söylemektedirler.

Aynı yazarlar bir başka çalışmalarında interbraket mesafesinin ortasına yerleştirilmiş bir L loop için dikey kuvvetlerin sıfır olmadığını ve momentlerin her iki uğta da saat yönünde farklı değerleri olduğuunu belirtmişlerdir (Techalertpaisarn ve Versluis, 2013a).

Shaw ve ark (2004), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında devrilme hareketleri sırasında en yüksek gerilimlerin apekte değil alveoler krest bölgesinde olduğu gösterilmiştir. Yine bu çalışmaya göre rotasyon kuvvetleri genel olarak kök yüzeyindeki tüm noktalarda az miktarda gerilim oluşturur. Bizim çalışmamızda da apeksler incelendiğinde gerilimlerin diğer bölgelere göre oldukça düşük değerde olduğu gözlenmiştir. Modelde uygulanan kuvvet ilk anda kanin dişte meziale doğru, 2. küçük azı ve büyük azı dişlerde ise distale doğru bir dikleşme kuvveti oluşacağını bize düşündürmektedir. Fakat bizim modelimizde ark teli üzerindeki gerilmeler de göz önüne alındığında tel üzerinde kanin ve ikinci küçük azı bölgesinde yoğunlaşmalar olduğu ve bunun sonucunda ark telinin boyunda uzama olmayacağı için mekanik uygulanmaya devam edildiğinde kanin dişin eksen eğiminin kökünü distale alacak şekilde oluşacağını söylememiz mümkündür. Burada klinikte dikkat edilmesi gereken nokta ark telinin kanin dişin mezialinden ve en distaldeki dişin distalinden büküm yapılarak ark teli boyutunun uzamamasını sağlamaktır. Eğer ark teli üzerinde distalden büküm yapılmaz ise kanin dişin kronu meziale doğru devrilecektir.

5.2.1.3. Birinci Modelde Kemik Yapıda Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

Yapılan analizlere göre kortikal kemik tabakasında oluşan en yüksek gerilme, oklüzalden bakıldığında kanin diş çepçevre saran kortikal kemik tabakasında, çekim bölgesinin mezial yarısında ve daha az miktarda 2. küçük azı dişin distolingual ve distobukkal bölgelerinde görülmektedir. Bukkalden bakıldığında ise kanin dişin ve çekim bölgesinin bukkalinde en yoğun maksimum asal stres gözlemlenirken 2. küçük azı dişe gelindiğinde bir miktar azalarak devam ettiği görülmektedir. Bu değerler, loopun bulunduğu çekim bölgesinde ve mezialinde kalan kanin diş bölgesinde kuvvetin yoğunlaştığını göstermektedir.

Kortikal kemik tabakasında oluşan en yüksek sıkışma ise oklüzal görünümde lateral dişin kolesinin distal yarısında labial ve lingualini içine alan bölgede, kanin dişin kolesinin distolingual ve distolabial köşelerinde, 1. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün bukkalinde kalan bölgesinde ve 2. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün lingualinde kalan bölgesinde gözlenmektedir. Bukkal görünümde ise lateral dişin bukkal ve distal seviyesinde, kanin dişin distobukkal kole seviyesinde ve 1. büyük azı dişin mezial kökünün bukkal kole seviyesinde kortikal kemikte en fazla sıkışma gözlenmektedir.

Mackerle'ye (2004) göre uygulanan ortodontik kuvvet, periodontal ligamentte stres ve gerinim dağılımı oluşturmaktadır, bu da sıkışma tarafında kemik rezorpsiyonu ve gerilme

tarafında kemik oluşumu ile sonuçlanır. Bu bilgiye dayanarak, 1. modelimizde kemik yapıda yapılan analize göre kanin dişin ve lateral dişin mezialinde, kanin dişin ve çekim bölgesinin bukkalinde ve 2. küçük azı dişin distalinde izlenen gerilmelerden, bu bölgelerde tedavinin ilerleyen safhalarında kemik apozisyonunun gerçekleşeceği sonucuna varılabilir. Yine aynı görüşle lateral ve kanin dişlerin distallerinde, 1. büyük azı dişin meziobukkal köle bölgesinde ve 2. büyük azı dişin mezial kökünün lingualindeki kemik bölgesindeki sıkışmalar rezorpsiyon eğilimi olarak yorumlanabilir.

Yapılan analiz sonucu spongios kemikteki maksimum asal stres dağılımı en fazla kanin dişin distali, meziali, çekim bölgesinin linguali ve yine çekim bölgesinden 2. küçük azının bukkaline uzanan bölgede gözlemlenmiştir. Minimum asal stres dağılımı ise en fazla kanin dişin meziali, bukkali ve distali; çekim bölgesinin bukkali, 2. küçük azı dişin meziolinguali ve 1. büyük azı dişin meziali, 1. büyük azı dişin distal kök soket bölgesi, 2. büyük azı dişin meziobukkali ve distalinde yoğunlaşmıştır.

Hajizadeh ve ark (2014) çalışmalarında debonding yapılan dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 12-198 Mpa arasında olduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda 1. modelde Şekil 15a' da görüldüğü üzere kanin dişte braket altında, ikinci küçük azı dişin braket altında ve büyük azı dişlerin tüplerinin altında oluşan gerilmelerin en yüksek değeri 40-90 N/mm² olup, braket ve tüplerin krandan kopmasını sağlayacak büyüklükte olmadığı görülmektedir.

5.2.2. İkinci Modelin Bulgularının Tartışılması

5.2.2.1. İkinci Modelde Tel ve Braketlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

İkinci modelde kullandığımız 0,019x0,025 inç TMA ark telinden bükülmüş L loop üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde en fazla gerilme loop açıklığının distal taraftaki köşesinde teldeki gerilme gözlenmiştir. Teldeki gerilme yoğunluğu kanin ve 2. küçük azı dişin distaline uzanan bölge boyunca kesintisiz devam etmektedir. Bu gerilme alanlarından telin 1. ve 2. büyük azı tüplerinin içinde kalan bölgelerinde gerilmenin minimum olduğu görülmektedir. Braket çevresindeki gerilmeleri karşılaştırdığımızda kanin braketinin çevresinde maksimum olan gerilme kuvvetinin posterior dişlerde gittikçe azaldığı ve 2. büyük azı dişte en az olduğu görülmektedir.

Yapılan analiz sonucunda tel üzerinde kanin braket slotundaki telde, loop açıklığının kanin diş tarafındaki köşesinde ve loopun U bükümünde lingual yönde yer değiştirme, loopun

ikinci küçük azı dişe yakın olan vertikal köşesinde az miktarda bukkale yer değiştirme, telin kanin diş bölgesinde kalan kısmı ve loopun küçük azı tarafında U bükümünün altında kalan kısmı arasında meziale yer değiştirme, 2. küçük azı diş tarafındaki köşesinde ise distal yönde yer değiştirme gözlenmektedir. Loopun U bükümü hariç diğer bölümlerinde oklüzal yönde, U bükümünde ise gingivale yer değiştirme gözlenmektedir.

5.2.2.2. İkinci Modelde Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

Araştırmamızda dişlerde oluşan gerilme dağılımları incelendiğinde kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen gerilmelerin kanin ve 2. küçük azı dişlerde kaninde en fazla olmak üzere 1. ve 2. büyük azı dişlere kıyasla çok daha fazla olduğu görülmektedir. Bu durum, loop un kanin diş bölgesinden aktivasyonuna bağlıdır.

En fazla gerilme kanin dişin distal ve bukkal yüzünde krondan başlayarak tüm kök yüzeyinde ve 2 küçük azı dişin mezial yüzünde krondan başlayarak apikal bölge hariç tüm kök yüzeyinde; 1. büyük azı dişin kole çizgisi çevresi hariç kronun mezial kontak noktası çevresi ve mezial kökün apikal 1/3'e uzanan vestibül bölgesinde ve kronda tüp altında kalan alandan bifurkasyona kadar olan bölgede gözlenmiştir. Kanin dişin mesial kök yarısında kolenin üçte birlik kısmı hariç gerilme gözlenmemiştir.

Dişler üzerinde oluşan sıkışma değerleri incelendiğinde, en yüksek sıkışma değerinin 1. büyük azı dişin distal tüberkül tepesinde elde edildiği görülmüştür. Diğer yüksek sıkışma değerleri ise, kanin dişin mezial yüzeyinde krondan başlayarak kökün apikal üçlüsüne kadar, 2. küçük azı dişin distalinde krondan başlayarak kökün apikaline kadar olan bölgede; 1. büyük azı dişin mezial ve distal kontak bölgelerinde ve kronun distal yarısında; 2. büyük azı dişin kontak bölgesinde gözlenmektedir.

Yapılan analiz sonucunda transversal yönde en fazla yerdeğiştirme kanin dişin kron bukkalinde ve meziolingual yönde olduğu görülmektedir. Bu bulgu, kanin dişin meziolingual yönde rotasyon eğilimine girdiğini göstermektedir. Pesce ve ark (2014) çalışmalarında, bulgularımızla uyumlu olacak şekilde, telin braket içindeki hareket miktarı nedeniyle, dişlerde yan etki olarak rotasyon oluştuğunu bildirmişlerdir. Aynı zamanda 2. küçük azı dişin kronunun meziobukkal yarısında da kanin dişe göre daha az miktarda bukkale doğru bir yerdeğiştirme eğilimi söz konusudur. 2. küçük azı dişin palatinal tüberkülünde, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin tüm tüberküllerinde az miktarda linguale doğru yer değiştirme gözlenmektedir. Bu dişlerde köklerdeki yerdeğiştirmenin çok küçük değerlerde olması, dişlerin lingual yöne devrilme

eğiliminde olduğunun göstergesidir.

Analiz sonucunda sagittal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kron ve kolesinin bukkal bölgesinde distal yarıda ve mezial yönde olduğu görülmektedir. 2. küçük azı dişin bukkal kron ve kole bölgesinde distale doğru bir yer değiştirme gözlenmektedir. 1. ve 2. büyük azı dişlerde kronlarda sagittal eksende pozitif yer değiştirme, yani distale doğru yer değiştirme görülmekte iken köklerdeki yer değiştirme miktarının minimum değerlerde izlenmesi, bu dişlerin distale devrilme eğiliminde olduğunu göstermektedir. Fakat ark telinin boyutu eğer mezialden ve distalden büküm yapılarak sınırlandırılırsa kanin dişin kronunda oluşacak olan meziale devrilme yönündeki hareket kanin dişin kronunda distale doğru devrilme hareketi olarak gerçekleşecektir.

Vertikal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin mezialinde kronundan başlayarak kökün orta üçlüsüne kadar gingival yönde olduğu gözlemlenmektedir. Bu yer değiştirme, dişin intrüzyon eğiliminde olduğunu ifade etmektedir. Bu intrüzyon hareketine eğilim olmasının nedeninin kanin dişin eksen eğimini değiştirmek için yaptığımız 30 derecelik büküm olduğunu düşünmekteyiz. Katona ve ark (2014) yaptıkları çalışmada 16 farklı açılı büküm içeren telde oluşan kuvvetleri inceledikleri çalışmanın sonucunda açılı bükümlerin çok farklı vektör büyüklükleri ve yönleri içeren karmaşık 3D etkileşimler oluşturduğunu, ancak bu etkilerin oluşturulan mekaniğin açılı kombinasyonlarının değiştirilmesiyle istenen doğrultuda manipüle edilebileceğini bildirmişlerdir.

Yine kanin dişin distalinde köke doğru azalan değerde oklüzal yönde yoğun bir yer değiştirme mevcuttur. Bu yer değiştirme, bize kanin dişin meziale doğru dikleşme eğilimini göstermektedir. 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin mezial yarılarında posteriora doğru ve krondan köke, mezialden distale doğru azalan değerde oklüzal yönde yer değiştirme görülmektedir. 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin distal yarılarında ise posteriora doğru ve krondan köke, mezialden distale doğru azalan değerde gingival yönde yer değiştirme görülmektedir. Bu yer değiştirmeler bize kuvvet uygulandığı ilk anda 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin distal yönde dikleşme eğiliminde olduğu ama ark telinin boyutunda büküm yapılarak telin boyunun artmaması sağlandığında kanin dişin kökünün distale doğru hareket edeceğini düşündürmektedir.

5.2.2.3. İkinci Modelde Kemik Yapıda Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

Yapılan analizlere göre kortikal kemik tabakasında oluşan en yüksek gerilme, oklüzalden bakıldığında kanin dişi çepeçevre saran kortikal kemik tabakasında, çekim bölgesinin mezial yarısında ve daha az miktarda 2. küçük azı dişin distolingual ve distobukkal bölgelerinde görülmektedir. Bukkalden bakıldığında ise kanin dişin ve çekim bölgesinin bukkalinde en yoğun maksimum asal stres gözlemlenirken 2. küçük azı dişe gelindiğinde bir miktar azalarak devam ettiği görülmektedir. Bu değerler, loopun bulunduğu çekim bölgesinde ve mezialinde kalan kanin diş bölgesinde kuvvetin yoğunlaştığını göstermektedir.

Kortikal kemik tabakasında oluşan en yüksek sıkışma ise oklüzal görünümde lateral dişin kolesinin distal yarısında labial ve lingualini içine alan bölgede, kanin dişin kolesinin distolingual ve distolabial köşelerinde, 1. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün bukkalinde kalan bölgesinde ve 2. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün lingualinde kalan bölgesinde gözlenmektedir. Bukkal görünümde ise lateral dişin bukkal ve distal seviyesinde, kanin dişin distobukkal kole seviyesinde ve 1. büyük azı dişin mezial kökünün bukkal kole seviyesinde kortikal kemikte en fazla sıkışma gözlenmektedir.

Yapılan analiz sonucu spongiöz kemikteki maksimum asal stres dağılımı en fazla lateral dişin distali, kanin dişin tüm kök çevresi, çekim bölgesinin meziali ve yine çekim bölgesinin bukkalinden 2. küçük azı dişin bukkaline uzanan bölgede gözlemlenmiştir. Minimum asal stres dağılımı ise en fazla kanin dişin meziali, bukkali ve distali; çekim bölgesinin bukkali, 2. küçük azı dişin meziolingual ve 1. büyük azı dişin meziali, 1. büyük azı dişin distal kök soket bölgesi, 2. büyük azı dişin meziobukkali ve distalinde yoğunlaştığı görülmektedir.

5.2.3. Modellerin Bulgularının Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması

5.2.3.1. Tellerde Oluşan Değişikliklerin Karşılaştırmalı Olarak Tartışılması

Çalışmamızda analiz sonucu elde edilen bulgulara göre iki modeldeki tel üzerindeki gerilme değerleri karşılaştırıldığında her iki modelde de tel üzerindeki maksimum gerilme değeri, loopun distal taraftaki köşesinde ölçülmüştür. Her iki modelde de tellerdeki gerilmelerin yoğunlaştıkları bölgeler aynıdır ancak değerler farklı ölçülmüştür. Tellerdeki gerilme yoğunluğu kanin ve 2. küçük azı dişin distaline uzanan bölge boyunca kesintisiz devam etmektedir. Bu gerilme alanlarının, telin 1. ve 2. büyük azı tüplerinin içinde kalan bölgelerinde

gerilmenin minimum olduğu görülmektedir. kanin braketleri çevresinde maksimum olan gerilme kuvvetinin posterior dişlerde gittikçe azaldığı ve 2. büyük azı dişte en az olduğu görülmektedir. 1. modelde kanin diş ve 2. küçük azı braketlerindeki gerilme değerleri 2. modele kıyasla daha yüksektir. 2. modelde de 1. büyük azı ve 2. büyük azı braketlerindeki gerilme değerleri, 1. modele kıyasla daha yüksek ölçülmüştür. Bu da bize 2. modelde daha kalın telde uyguladığımız mekanikte daha fazla yan etki oluştuğunu ifade etmektedir. 1. modelde ise kanin dişteki gerilme değerlerinin yüksek olması, amacımız olan kanin dişin eksen eğiminin değiştirilmesinde 1. modelde uyguladığımız mekaniğin daha başarılı olduğunu göstermektedir.

Yapılan analiz sonucunda her iki modelde tel üzerinde kanin braket slotundaki telde, loop açıklığının kanin diş tarafındaki köşesinde ve loopun U bükümünde lingual yönde yer değiştirme, telin kanin diş bölgesinde kalan kısmı ve küçük azı tarafında U bükümünün altında kalan kısmı arasında meziale yer değiştirme, her iki modelde de loopun U bükümü hariç diğer bölümlerinde oklüzal yönde, U bükümünde ise gingivale yer değiştirme gözlenmektedir. 2. modelde loopun 2. küçük azı diş tarafındaki vertikal köşesinde az miktarda gözlenen bukkale ve distale yer değiştirme, 1. modelde görülmemektedir. Bu bize kalın telde 2. küçük azı dişte vertikal yönde istenmeyen yan etkilerin oluştuğunu göstermektedir. 2. modelde kuvvet yoğunlaşmaları yatay ve vertikal yönlerde daha fazla iken ön-arka yönde 1. modelde daha yüksek kuvvet yoğunluk değerleri görülmektedir. Tel üzerinde oluşan değişiklikler incelendiğinde 1. modelde (0,016x0,022 inç TMA telde) yan etki daha az görülmüş ve kanin dişin eksen eğiminin değiştirilmesi için 0,016x0,022 inç TMA telin daha uygun bir seçim olduğu düşünülmüştür. Büyük ve ark (2019) yaptıkları çalışmada kanin diş 0,98 N ve 1,96 N olmak üzere iki farklı kuvvet uygulamış, 1,96 N kuvvet uygulamasıyla kanin diş ve çevre dokularında tüm yönlerde yerdeğiştirmelerin ve stres yoğunlaşmalarının daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda bulduğumuz sonuçlar da Büyük ve ark' nın (2019) çalışmalarıyla uyumludur.

5.2.3.2. Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Karşılaştırmalı Olarak Tartışılması

Analiz sonucu elde edilen bulgulara göre iki modeldeki gerilme dağılımları incelendiğinde her iki modelde de meydana gelen gerilmelerin kanin ve 2. küçük azı dişlerde kaninde en fazla olmak üzere 1. ve 2. büyük azı dişlere kıyasla çok daha fazla olduğu görülmektedir. Bu bize L loop ile kanin dişin eksen eğiminin başarılı bir şekilde değiştirilebileceğini göstermektedir. Tuncay ve ark (1980) yaptıkları çalışmada loop

kullanımıyla dişlerin eksen eğimini düzeltmiş, çeşitli loop tasarımlarının bizim çalışmamızda da bulduğumuz sonuçlarla uyumlu olduğunu bildirmişlerdir.

Her iki modelde de en fazla gerilme kanin dişin distal ve bukkal yüzünde krondan başlayarak tüm kök yüzeyinde ve 2 küçük azı dişin mezial yüzünde krondan başlayarak apikal bölge hariç tüm kök yüzeyinde; 1. büyük azı dişin kole çizgisi çevresi hariç kronun mezial kontak noktası çevresi ve mezial kökün apikal 1/3'e uzanan vestibül bölgesinde ve kronda tüp altında kalan alandan bifurkasyona kadar olan bölgede gözlenmiştir. Kanin dişin mesial kök yarısında kolenin üçte birlik kısmı hariç gerilme gözlenmemiştir.

Dişler üzerinde oluşan sıkışma değerleri incelendiğinde, her iki modelde de en yüksek sıkışma değerinin 1. büyük azı dişin distal tüberkül tepesinde elde edildiği görülmüştür. Diğer yüksek sıkışma değerleri ise, kanin dişin mezial yüzeyinde krondan başlayarak kökün apikal üçlüsüne kadar, 2. küçük azı dişin distalinde krondan başlayarak kökün apikeline kadar olan bölgede; 1. büyük azı dişin mezial ve distal kontak bölgelerinde ve kronun distal yarısında; 2. büyük azı dişin kontak bölgesinde gözlenmektedir.

Yapılan analiz sonucunda transversal yönde en fazla yerdeğiştirme her iki modelde de kanin dişin kronunun bukkalinde ve meziolingual yönde olduğu görülmektedir. Aynı zamanda 2. küçük azı dişin kronunun meziobukkal yarısında da kanin dişe göre daha az miktarda bukkale doğru bir yerdeğiştirme eğilimi söz konusudur. 2. küçük azı dişin palatinal tüberkülünde, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin tüm tüberküllerinde az miktarda linguale doğru yer değiştirme gözlenmektedir. İkinci modelde 2. küçük azı bukkal tüberkülü hariç tüm tüberküllerde yerdeğiştirme daha fazladır. Tüberküllerdeki yerdeğiştirmelerin 2. modelde daha fazla olması, kalın telde oluşan yan etkinin daha fazla olduğunu göstermektedir. Manhartsberger ve ark (1989) yaptıkları çalışmada iki farklı tel kalınlığında uyguladıkları loopun meydana getirdiği kuvvetleri incelediklerinde, bizim çalışmamızın bulgularına uyumlu olarak kalın kesitli telde daha yüksek kuvvetler oluştuğunu bildirmişlerdir.

Analiz sonucunda sagittal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kron ve kolesinin bukkal bölgesinde distal yarıda ve mezial yönde olduğu görülmektedir. 2. küçük azı dişin bukkal kron ve kole bölgesinde distale doğru bir yer değiştirme gözlenmektedir. 1. ve 2. büyük azı dişlerde kronlarda sagittal ekseninde pozitif yerdeğiştirme, yani distale doğru yer değiştirme görülmekte iken köklerdeki yer değiştirme miktarı minimum değerlerde izlenmektedir. 2. modelde kanin tüberkül tepesi hariç tüm tüberküllerde yer değiştirme daha fazladır. Kanin tüberkül tepesinde daha fazla hareket sağlamasından dolayı 0.016x0.22 inç TMA ark telinin istediğimiz etkiyi oluşturmada daha başarılı olduğunu söyleyebiliriz.

Vertikal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişin mezialinde kronundan başlayarak

kökün orta üçlüsüne kadar gingival yönde olduğu gözlemlenmektedir. Yine kanin dişin distalinde köke doğru azalan değerde oklüzal yönde yoğun bir yer değiştirme mevcuttur. 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin mezial yarılarında posteriora doğru ve krondan köke, mezialden distale doğru azalan değerde oklüzal yönde yer değiştirme görülmektedir. 2. küçük azı, 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişlerin distal yarılarında ise posteriora doğru ve krondan köke, mezialden distale doğru azalan değerde gingival yönde yer değiştirme görülmektedir. 1. modelde kanin tüberkül tepesi, 1. küçük azı dişin bukkal ve lingual tüberkülleri ve 1. büyük azı dişin meziobukkal, meziolingual ve bukkal tüberküllerinde vertikal yer değiştirme daha fazladır. Kanin tüberkül tepesinin daha fazla hareket etmesi bize 1. modelde 0.016x0.22 inç TMA ark telinin daha başarılı olduğunu göstermektedir. Ayrıca 1. modelde vertikal hareketlerin daha fazla olması; ark telinin daha ince olmasından dolayı da telin braket slotundaki oynama miktarının daha fazla olduğu sonucunu çıkarabiliriz. Pesce ve ark (2014) da yaptıkları araştırmalarında, kesit kalınlığı ince tel kullanılması sonucunda, tel braket içinde daha fazla oynayacağı için, dişlerde daha fazla hareket oluştuğunu bildirmişlerdir.

Techalertpaisarn ve Versluis (2013a, 2013b) yaptıkları çalışmada L-loopların posterior bölgesinde intrüziv kuvvetlerin olduğunu göstermiş, L-loop yönünün tersine çevrilmesinin kanin dişte intrüzyon kuvveti oluştururken bir yandan da uzun bir aktivasyon süresine izin veren bir closing loop konfigürasyonu oluşturabileceğini belirtmiştir. Yine aynı araştırmacılar (Techalertpaisarn ve Versluis, 2018) yaptıkları başka bir çalışmada L-loopların, loop pozisyonundan bağımsız olarak kanin braketinde ekstrüzyona neden olduğunu, bu tepkinin, L şekli arka dişlere doğru yönlendirilebildiğinde, derin kapanış hastaları için yararlı olabileceğini belirtmiştir.

5.2.3.3. Kemik Yapıda Oluşan Değişikliklerin Karşılaştırmalı Olarak Tartışılması

Yapılan karşılaştırmada her iki modele ait kortikal kemik tabakasında oluşan en yüksek gerilme, oklüzalden bakıldığında kanin dişi çepeçevre saran kortikal kemik tabakasında, çekim bölgesinin mezial yarısında ve daha az miktarda 2. küçük azı dişin distolingual ve distobukkal bölgelerinde görülmektedir. Yine her iki modelde bukkalden bakıldığında ise kanin dişin ve çekim bölgesinin bukkalinde en yoğun maksimum asal stres gözlemlenirken 2. küçük azı dişe gelindiğinde bir miktar azalarak devam ettiği görülmektedir. Bu değerler, loopun bulunduğu çekim bölgesinde ve mezialinde kalan kanin diş bölgesinde kuvvetin yoğunlaştığı, kemikteki

gerilmenin bu bölgelerde rezorpsiyona eğilim oluşturarak ortodontik diş hareketini başlatacağı yönde yorumlanabilir.

Kortikal kemik tabakasında oluşan en yüksek sıkışma ise her iki modelde oklüzal görünümde lateral dişin kolesinin distal yarısında labial ve lingualini içine alan bölgede, kanin dişin kolesinin distolingual ve distolabial köşelerinde, 1. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün bukkalinde kalan bölgesinde ve 2. büyük azı dişin kolesinin mezial kökün lingualinde kalan bölgesinde gözlenmektedir. Bukkal görünümde ise lateral dişin bukkal ve distal seviyesinde, kanin dişin distobukkal kole seviyesinde ve 1. büyük azı dişin mezial kökünün bukkal kole seviyesinde kortikal kemikte en fazla sıkışma gözlenmektedir. Tuncay ve ark. da (1980) yaptıkları çalışmada bizim bulduğumuz sonuçlarla uyumlu olarak loop kullanımıyla dişlerin eksen eğiminin başarılı bir şekilde düzeltilebileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca Katona ve ark (2014) da loop kullanarak dişlerde istenen diş eksen eğimi değişikliklerinin yapılabileceğini bildirmişlerdir.

Yapılan analiz sonucu spongios kemikteki maksimum asal stres dağılımı 1. modelde en fazla kanin dişin distali, meziali, çekim bölgesinin linguali ve yine çekim bölgesinden 2. küçük azının bukkaline uzanan bölgede izlenirken, 2. modelde bu bölgelere lateral dişin distali, kanin dişin tüm kök çevresi ve çekim bölgesinin meziali de dahil olmuştur. Minimum asal stres dağılımı ise her iki modelde de en fazla kanin dişin meziali, bukkali ve distali; çekim bölgesinin bukkali, 2. küçük azı dişin meziolinguali ve 1. büyük azı dişin meziali, 1. büyük azı dişin distal kök soket bölgesi, 2. büyük azı dişin meziobukkali ve distalinde yoğunlaşmıştır.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Bu tez çalışmasında, derin kapanışlı olgularda mandibular 1. küçük azı diş çekimiyle planlanan ortodontik tedavilerde, kanin diş eksen eğimini değiştirmek için TMA telden yapılmış farklı kalınlıklardaki (0.016x0.022 inç ve 0.019x0.025 inç) 'L loop' mekaniğin kuvvet uygulandığı ilk anda çevre diş ve dokularda oluşturduğu gerilim ve sıkışma bölgelerinin bilgisayar ortamında üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir.

1. Her iki modelde (0.016x0.022 inç ve 0.019x0.025 inç) sonlu elman analizi sonuçları değerlendirildiğinde kanin diş ve çevre dokularda oluşan streslerin diğer ankraj dişlerde oluşan streslerden daha fazla olduğu görülmektedir. Bu bize L loop ile kanin dişin eksen eğiminin başarılı bir şekilde değiştirilebileceğini göstermektedir.
2. Birinci modelde kanin diş ve 2. küçük azı braketlerindeki gerilme değerleri ikinci modele kıyasla daha yüksektir. İkinci modelde de 1. büyük azı ve 2. büyük azı braketlerindeki gerilme değerleri, birinci modele kıyasla daha yüksek ölçülmüştür. Bu da bize ikinci modelde yani daha kalın tel uyguladığımız mekanikte daha fazla yan etki oluştuğunu ifade etmektedir. Birinci modelde ise kanin dişteki gerilme değerlerinin yüksek olması, amacımız olan kanin dişin eksen eğiminin değiştirilmesinde birinci modelde uyguladığımız mekaniğin daha başarılı olduğunu göstermektedir.
3. İkinci modelde loopun 2. küçük azı diş tarafındaki vertikal köşesinde az miktarda gözlenen bukkale ve distale yer değiştirme, 1. modelde görülmemektedir. Bu bize kalın telde 2. küçük azı dişte vertikal yönde istenmeyen yan etkilerin oluştuğunu göstermektedir.
4. Tel üzerinde oluşan değişiklikler incelendiğinde 1. modelde (0,016x0,022 inç TMA telde) yan etki daha az görülmüş ve kanin dişin eksen eğiminin değiştirilmesi için 0,016x0,022 inç TMA telin daha uygun bir seçim olduğu düşünülmüştür.

6.2. Öneriler

Çalışmamızda, 0,016x0,022 TMA tel, kanin dişin eksen eğimini düzeltmek amacıyla oluşturulan L loop mekanikte 0,019x0,025 TMA tele kıyasla gerek oluşturması istenen

hareketleri karşılamasından gerekse yan etkilerinin azlığı bakımından daha başarılı bulunmuştur. Ancak sonlu elemanlar analizi, kuvvet uygulandığı ilk andaki değerleri bize sunduğundan mekaniğin klinikte uygulanmasında biyolojik dokuların ve hareketlerin farklılığından dolayı sonuçlarda farklılıklar oluşabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır.



KAYNAKLAR

Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm 1: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi* 2010, 11, 18-23.

Ahmed N, Megalan P, Suryavanshi S, Sidiqha N, Neelakantappa KK. Effect of Bracket Slot and Archwire Dimension on Posterior Tooth Movement in Sliding Mechanics: A Three-dimensional Finite Element Analysis. *Cureus* 2019, 11(9), e5756.

Al-Ani MH, Mageet AO. (2018). Extraction Planning in Orthodontics. *The journal of contemporary dental practice* 2018, 19(5), 619–623.

Ammoury MJ, Mustapha S, Dechow PC, Ghafari JG. Two distalization methods compared in a novel patient-specific finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2019, 156(3), 326–336.

Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 1991, 99(5), 427–440.

Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *American journal of orthodontics* 1972, 62(3), 296–309.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 2008, 24(5), 600–605.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005, 94(4), 321–329.

Berg R. Stability of deep overbite correction. *European journal of orthodontics* 1983, 5(1), 75–83.

Bhateja NK, Fida M, Shaikh A. Deep Bite Malocclusion: Exploration Of The Skeletal And Dental Factors. *Journal of Ayub Medical College, Abbottabad: JAMC* 2016, 28(3), 449–454.

Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of dental research* 1983, 62(2), 155–159.

Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani, M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *Journal of oral rehabilitation* 2006, 33(9), 690–697.

Budynas RG, Nisbett JK. Shigley's Mechanical Engineering Design. 9th edition. McGrawHill, New York, 2011, 71-126

Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *American journal of orthodontics* 1976, 70(1), 1–19.

Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *American journal of orthodontics* 1980, 77(2), 121–132.

Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. *American journal of orthodontics* 1977, 72(1), 1–22.

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American journal of orthodontics* 1980, 77(4), 396–409.

Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *American journal of orthodontics* 1982, 82(5), 361–378.

Burstone CJ, Marcotte MR. Problem Solving In Orthodontics. 1st edition. Quintessence Publishing Company, 2000. Chapter 7: Management of arch length discrepancies (179-209)

Burstone CJ, Chapter 11: Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics in **Grabner L, Vanarsdall R, Vig K, WL**. Orthodontics: Current Principles and Techniques, 5 th edition, Elsevier, 2011, 345-379

Buyuk SK, Guler MS, Bekci ML. Effect of arch wire size on orthodontic reverse closing loop and retraction force in canine tooth distalization: Three-dimensional finite element analysis. *Journal of orofacial orthopedics* 2019, 80(1), 17–24.

Caldas SG, Martins RP, Viecilli RF, Galvão MR, Martins LP. Effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2011, 140(2), e85–e92.

Caldas SG, Ribeiro AA, Simplicio H, Machado AW. Segmented arch or continuous arch technique? A rational approach. *Dental press journal of orthodontics* 2014, 19(2), 126–141.

Canut JA, Arias S. A long-term evaluation of treated Class II division 2 malocclusions: a retrospective study model analysis. *European journal of orthodontics* 1999, 21(4), 377–386.

Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *American journal of orthodontics* 1974, 65(3), 250–259.

Carranza FA, Bernard GW. Chapter 2: The Tooth Supporting Tissues. in **Newman MG, Takei HH, Carranza FA**. Carranza's Clinical Periodontology. 9th edition. W. B. Saunders Co. 2002, 36-55

Castro S, Pollmann M, Moreira R, Ferreira A, Ponces MJ, Lopes J. Force and moment/force ratio of orthodontic loops. XV. International Conference on Experimental Mechanics PAPER REF: 2742, 22-27 July 2012, Porto/Portugal.

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: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2003, 123(4), 367–373.

Chacko A, Tikku T, Khanna R, Maurya RP, Srivastava K. Comparative assessment of the efficacy of closed helical loop and T-loop for space closure in lingual orthodontics-a finite element study. *Progress in orthodontics* 2018, 19(1), 14.

Chakravarthy CHN, Kumar PK. Loops in Orthodontics-A Review. *Indian Journal of Mednudent and Allied Sciences* 2014, 2(1), 57-63

Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *The Angle orthodontist* 2005, 75(3), 378–385.

Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effects of a palatal osseointegrated implant with different fixation: a finite element study. *The Angle orthodontist* 2005, 75(4), 593–601.

Chen J, Chen K, Katona TR, Baldwin JJ, Arbuckle GR. Non-linear large deformation FE analysis of orthodontic springs. *Bio-medical materials and engineering* 1997, 7(2), 99–110.

Chopade SR, Madhav VNV, Palaskar J. Finite Element Analysis: New Dimension in Prosthodontic Research. *Journal of Dental and Allied Sciences* 2014, 3(2), 85-88

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation* 2002, 29(6), 565–574.

Cruz M, Lourenço AF, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC, Wassall T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technology and health care: official journal of the European Society for Engineering and Medicine* 2006, 14(4-5), 421–438.

Dake ML, Sinclair PM. A comparison of the Ricketts and Tweed-type arch leveling techniques. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 1989, 95(1), 72–78.

Darendeliler SY. Sonlu elemanlar yöntemi ve diş hekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1995, 5(I), 87-96.

D'Lima DD, Townsend CP, Arms SW, Morris BA, Colwell CW Jr. An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *Journal of biomechanics* 2005, 38(2), 299–304.

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.

De Vree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *Journal of oral rehabilitation* 1983, 10(6), 505–517.

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.

Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of biomechanics* 1973, 6(5), 511–520.

Fattahi H, Pakshir H, Afzali Baghdadabadi N, Shahian Jahromi S. Skeletal and dentoalveolar features in patients with deep overbite malocclusion. *Journal of dentistry* 2014, 11(6), 629–638.

Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. *Journal of biomechanics* 1989, 22(6-7), 637–647.

Feng Y, Kong WD, Cen WJ, Zhou XZ, Zhang W, Li QT, Guo HY, Yu JW. Finite element analysis of the effect of power arm locations on tooth movement in extraction space closure with miniscrew anchorage in customized lingual orthodontic treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2019, 156(2), 210–219.

Gačnik F, Ren Z, Hren NI. Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone. *Medical engineering & physics* 2014, 36(12), 1684–1692.

Gambhir ML, Fundamentals of Solid Mechanics: A Treatise on Strength of Materials. PHI Learning, New Delhi, 2012, 837-840

Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element analysis of sutural stresses. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2009, 136(3), 361–366.

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.

Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *European journal of orthodontics* 2002, 24(1), 21–33.

Ghafari JG, Macari AT, Haddad RV. Deep bite: Treatment options and challenges. *Seminars in Orthodontics* 2013, 19(4), 253–266.

Grbović A, Mihajlović D. Practical Aspects of Finite Element Method Applications in Dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine* 2017, 69-77.

Gurgel JA, Pinzan-Vercelino CR, Powers JM. Mechanical properties of beta-titanium wires. *The Angle orthodontist* 2011, 81(3), 478–483.

Güler MS, Şen S, Bayındır YZ, Güler Ç. İnsan dişi kaplamalarında kullanılan farklı özelliklerdeki yapıştırıcı simanların gerilme dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012, 22(1), 31-39

Güler MS, Şen S. Sonlu elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi* 2015, 5(1), 56-66

Güngör MA, DüNDAR M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2005, 26, 107-116

Hajizadeh M, Ghalichi F, Mirzakouchaki B, ShahrbaF S. Pattern of stress distribution in different bracket-adhesive-tooth systems due to debonding load application. *Orthodontic Waves*, 2014, 73(1), 8–16.

Haris T, Francis PG, Margaret VA, Roshan G, Menon V, Jojee V. Evaluation of Biomechanical Properties of Four Loops at Different Activation: A Finite Element Method Study. *The journal of contemporary dental practice* 2018, 19(7), 778–784.

Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *Journal of biomechanics* 1992, 25(3), 261–286.

Hylander WL. Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypotheses. *American journal of physical anthropology* 1984, 64(1), 1–46.

Houston WJ. Incisor edge-centroid relationships and overbite depth. *European journal of orthodontics* 1989, 11(2), 139–143.

Huang GJ, Bates SB, Ehlert AA, Whiting DP, Chen SS, Bollen AM. Stability of deep-bite correction: A systematic review. *Journal of the World federation of orthodontists* 2012, 1(3), e89–e86.

Hughes TJR. The finite element method, Linear static and dynamic finite element analysis. Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, New Jersey 1987

Isaacson RJ, Rebellato J. Two-couple orthodontic appliance systems: torquing arches. *Seminars in orthodontics* 1995, 1(1), 31–36.

Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. *The Angle orthodontist* 2003, 73(1), 12–20.

Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2001, 119(5), 498–504.

Jiang F, Xia Z, Li, S, Eckert G, Chen J. Mechanical environment change in root, periodontal ligament, and alveolar bone in response to two canine retraction treatment strategies. *Orthodontics & craniofacial research* 2015, 18 Suppl 1(01), 29–38.

Kale Varlık S, Onur Alpakan Ö, Türköz Ç. Deepbite correction with incisor intrusion in adults: a long-term cephalometric study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2013, 144(3), 414–419.

Katona TR, Isikbay, SC, Chen J. Effects of first- and second-order gable bends on the orthodontic load systems produced by T-loop archwires. *The Angle orthodontist* 2014, 84(2), 350–357.

Kim T, Suh J, Kim N, Lee M. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2010, 137(5), 639–647.

Knop L, Gandini LG, Jr Shintcovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental press journal of orthodontics* 2015, 20(2), 119–125.

Korioth TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of the American Association of Oral Biologists* 1997, 8(1), 90–104.

Korkmaz T. Dişhekimliğinde holografi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1998, 8(2), 81–85.

Kouvelis G, Dritsas K, Doulis I, Kloukos D, Gkantidis N. Effect of orthodontic treatment with 4 premolar extractions compared with nonextraction treatment on the vertical dimension of the face: A systematic review. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2018, 154(2), 175–187.

Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2006, 129(4).

Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 1997, 112(1), 12–18.

Kuhlberg A, Nanda R. Chapter 1: Principles of Biomechanics in **Nanda R.** Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. Elsevier Saunders Missouri, 2005, 1-15

Kumari N, Fida M, Shaikh A. Exploration of variations in positions of upper and Lower incisors, overjet, overbite, and irregularity Index in orthodontic patients with dissimilar depths of Curve of spee. *Journal of Ayub Medical College, Abbottabad: JAMC* 2016, 28(4), 766–772.

Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2002, 122(4), 342–348.

Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *The Journal of prosthetic dentistry* 2001, 86(6), 650–654.

Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 2005, 21(8), 709–715.

Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of dental research* 1968, 47(3), 427–432.

Lee BW. Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *Journal of dental research* 1965, 44(5), 1053.

Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2009, 135(3), 316–322.

Liao Z, Chen J, Li W, Darendeliler MA, Swain M, Li Q. Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: a finite element case study. *Archives of oral biology* 2016, 66, 98–107.

Little RM. Stability and relapse of dental arch alignment. *British journal of orthodontics* 1990, 17(3), 235–241.

Liu C, Zhu X, Zhang X. Three-dimensional finite element analysis of maxillary protraction with labiolingual arches and implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2015, 148(3), 466–478.

Logan DL. A First Course in the Finite Element Method. 5th edition. Cengage Learning, Stamford, 2012. 1-28, 331-334

Lombardo L, Stefanoni F, Mollica F, Laura A, Scuzzo G, Siciliani G. Three-dimensional finite-element analysis of a central lower incisor under labial and lingual loads. *Progress in orthodontics* 2012, 13(2), 154–163.

Ludwig M. A cephalometric analysis of the relationship between facial pattern, interincisal angulation and anterior overbite changes. *The Angle orthodontist* 1967, 37(3), 194–204.

Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 2004, 7(5), 277–303.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *Journal of dental research* 1955, 34(6), 831–838.

Maia LG, De Moraes Maia ML, da Costa Monini A, Vianna AP, Gandini LG Jr. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2011, 140(3), e123–e128.

Manhartsberger C, Morton JY, Burstone, CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *The Angle orthodontist* 1989, 59(3), 205–210.

Marshall SD, Caspersen M, Hardinger RR, Franciscus RG, Aquilino SA, Southard TE. Development of the curve of Spee. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2008, 134(3), 344–352.

McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study. *The Angle orthodontist* 1992, 62(1), 15–22.

McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. Systemized Orthodontic Treatment Mechanics. Mosby New York 2001 Chapter 6, 131-152

Menghi C, Planert J, Melsen B. 3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. *The Angle orthodontist* 1999, 69(1), 49–57.

Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research* 2002, 13(3), 334–341.

Miyakawa O, Shiokawa N, Matsuura T, Hanada K. A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. *Journal of biomechanics* 1985, 18(4), 277–284.

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

Moaveni S. Finite element analysis Theory and application with ANSYS Theory and Application with Ansys, New Jersey, 1999 Prentice Hall Bölüm 1-10, 1-495

Moeen F, Nisar S, Dar N. A step by step guide to finite element analysis in dental implantology. *Pakistan Oral & Dental Journal* 2014, 34(1)

Mohammed SD, Desai H. Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. *Oral Hygiene Health* 2014, 2(5)

Moon W, Wu KW, MacGinnis M, Sung J, Chu H, Youssef G, Machado A. The efficacy of maxillary protraction protocols with the micro-implant-assisted rapid palatal expander (MARPE) and the novel N2 mini-implant-a finite element study. *Progress in orthodontics* 2015, 16, 16.

Moorrees CF, Gron AM, Le Bret LM, Yen PK, Fröhlich FJ. Growth studies of the dentition: a review. *American journal of orthodontics* 1969, 55(6), 600–616.

Naini RB, Nokar S. Three-dimensional finite element analysis of the effect of 1-piece superstructure on mandibular flexure. *Implant dentistry* 2009, 18(5), 428–437.

Nanda R, Kuhlberg A. Chapter 7: Management of Deep Overbite Malocclusion in **Nanda R.** Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. Elsevier Saunders Missouri, 2005, 131-175

Nanda R, Uribe F ve Kuhlberg A. Chapter 10: Biomechanic Basis of Extraction Space Closure in **Nanda R.** Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. Elsevier Saunders Missouri, 2005, 194-210

Nicholson DW. Finite Element Analysis: Thermomechanic of Solids CRC Press Boca Raton, 2003 43-104

O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 3rd edition. Quintessence Publishing Company Canada, 2002, Chapter 1-2, 1-49

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003, 89(5), 495–502.

Oskui IZ, Hashemi A, Jafarzadeh H, Kato A. Finite element investigation of human maxillary incisor under traumatic loading: Static vs dynamic analysis. *Computer methods and programs in biomedicine* 2018, 155, 121–125.

Otto RL, Anholm JM, Engel GA. A comparative analysis of intrusion of incisor teeth achieved in adults and children according to facial type. *American journal of orthodontics* 1980, 77(4), 437–446.

Park M, Na Y, Park M, Ahn J. Biomechanical analysis of distalization of mandibular molars by placing a mini-plate: A finite element study. *Korean journal of orthodontics* 2017, 47(5), 289–297.

Parker CD, Nanda RS, Currier GF. Skeletal and dental changes associated with the treatment of deep bite malocclusion. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 1995, 107(4), 382–393.

Parker RJ, Harris EF. Directions of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of the maxillary central incisor. *American journal of orthodontics and*

dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics 1998, 114(6), 677–683.

Papageorgiou SN, Keilig L, Vandeyska-Radunovic V, Eliades T, Bourauel C. Torque differences due to the material variation of the orthodontic appliance: a finite element study. *Progress in orthodontics* 2017, 18(1), 6.

Pesce RE, Uribe F, Janakiraman N, Neace, WP, Peterson DR, Nanda R. Evaluation of rotational control and forces generated during first-order archwire deflections: a comparison of self-ligating and conventional brackets. *European journal of orthodontics* 2014, 36(3), 245–254.

Preston CB, Maggard MB, Lampasso J, Chalabi O. Long-term effectiveness of the continuous and the sectional archwire techniques in leveling the curve of Spee. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2008, 133(4), 550–555.

Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary Orthodontics (4th ed), Elsevier, Missouri, 2007 331-350

Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Finite Element Method. *Medical engineering & physics* 2000, 22(5), 359–370.

Raboud DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 1997, 112(4), 378–392.

Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2014, 9, 175-180

Reitan, K. Influence of variation in bone types and character on tooth movement. *Transactions of the European Orthodontic Society* 1963. 39(137), 154 in **Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK.** Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *American journal of orthodontics* 1974, 65(3), 250–259.

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle orthodontist* 2003, 73(1), 86–92.

Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of biomechanics* 1993, 26(2), 111–119.

Riedel RA. A review of the retention problem. *The Angle orthodontist* 1960, 30, 179–199.

Roberts WE, Chapter 10: Bone physiology, metabolism and biomechanics in orthodontic practice in *Orthodontics, current principles and techniques*, 5th edition, Graber L, Vanarsdall R, Vig K, WL. Elsevier Mosby, 2011, 287-332.

Roberts WE, Viecilli RF, Chang C, Katona TR, Paydar NH. Biology of biomechanics: Finite element analysis of a statically determinate system to rotate the occlusal plane for correction of a skeletal Class III open-bite malocclusion. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2015, 148(6), 943–955.

Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *The Angle orthodontist* 2001, 71(2), 127–131.

Rübendüz M, Esenlik E. Derin kapanışlı bireylerin karakteristik yapı özellikleri ve erken dönem tedavi yaklaşımları. *Türk Ortodonti Dergisi* 2002, 15(2) 137-151.

Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J. Craig's Restorative Dental Materials. 14th edition. Elsevier, Missouri 2019. Chapter 4, Fundamentals of Material Science, 29-66

Sameshima GT, Melnick M. Finite element-based cephalometric analysis. *The Angle orthodontist* 1994, 64(5), 343–350.

Sayar G, Oktay H. Assessment of curve of spee in different malocclusions. *European oral research* 2018, 52(3), 127–130.

Schudy FF. The control of vertical overbite in clinical orthodontics. *The Angle orthodontist* 1968, 38(1), 19–39.

Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthodontics & craniofacial research* 2004, 7(2), 98–107.

Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part I. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 1997, 112(4), 393–402.

Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part II. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 1997, 112(5), 487–495.

Simons ME, Joondeph DR. Change in overbite: a ten-year postretention study. *American journal of orthodontics* 1973, 64(4), 349–367.

Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* 2016, 6(2), 110–114.

Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *American journal of orthodontics* 1984, 85(4), 294–307.

Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No:17, İzmir, 2002, 1-11

Soykan E, Ünsal E, Eskitaşcıoğlu G, Bağış N. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2013, 39(2) 87-95.

Spee FG (1855-1937), The gliding path of the mandible along the skull. prosector at the Anatomy Institute of Kiel. (1980). *Journal of the American Dental Association* (1939), 100(5), 670–675.

Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Australian Dental Journal* 1952. 56(1), 11–18. in **Liao Z, Chen J, Li W, Darendeliler MA, Swain M, Li Q.** Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: a finite element case study. *Archives of oral biology* 2016, 66, 98–107.

Sumi M, Koga Y, Tominaga JY, Hamanaka R, Ozaki H, Chiang PC, Yoshida N. Innovative design of closing loops producing an optimal force system applicable in the 0.022-in bracket slot system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2016, 150(6), 968–978.

Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA, Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of craniofacial surgery* 2010, 21(3), 696–702.

Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *The Angle orthodontist* 1991, 61(2), 145–152.

Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 1988, 94(5), 426–431.

Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American journal of orthodontics and dentofacial*

orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics 1987, 92(6), 499–505.

Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 1991, 100(1), 66–71.

Techalertpaisarn P, Versluis A. T-loop force system with and without vertical step using finite element analysis. *The Angle orthodontist* 2016, 86(3), 372–379.

Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of apical portion of T-, sloped L-, and reversed L-closing loops on their force systems. *The Angle orthodontist* 2017, 87(1), 104–110.

Techalertpaisarn P, Versluis A. Analysis of reversed L-loops as closing loops with anterior intrusive force. *Journal of orthodontics* 2018, 45(3), 192–197.

Techalertpaisarn P, Versluis A. How do mechanical responses at closing loop ends vary when loop position changes? A systematic analysis of vertical, T-, and L-loops. *Oral Science International* 2013, 10(2), 58-64

Techalertpaisarn P, Versluis A. Mechanical properties of Opus closing loops, L-loops, and T-loops investigated with finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2013, 143(5), 675–683.

Toms SR, Dakin GJ, Lemons, JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *Journal of biomechanics* 2002, 35(10), 1411–1415.

Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2002, 122(2), 174–179.

Tosun Y. Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri 1. Basım, Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, 1999 1-185

Travess H, Roberts-Harry D, Sandy J. Orthodontics. Part 8: Extractions in orthodontics. *British dental journal* 2004, 196(4), 195–203.

Tuncay OC, Biggerstaff RH, Cutcliffe JC, Berkowitz J. Molar uprighting with T-loop springs. *Journal of the American Dental Association* 1980, 100(6), 863–866.

Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. *Journal of bioscience and bioengineering* 2007, 104(5), 363–370.

Ulusoy C, 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: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2008, 133(4), 490.e9–490.e4.9E15.

Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler (2. Baskı), Cilt I, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No:25, Ankara, 2005, Bölüm 8, 94-119

Uribe F, Nanda R. Treatment of Class II, Division 2 malocclusion in adults: biomechanical considerations. *Journal of clinical orthodontics* 2003, 37(11), 599–625.

Ülgen M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. 7. Baskı Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları 2005 Bölüm 5, 52-62; Bölüm 15, 270-470, Bölüm 17, 514.

Vanderby R, Jr, Kohles SS. Thermographic stress analysis in cortical bone. *Journal of biomechanical engineering* 1991, 113(4), 418–422.

Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of*

Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics 2006, 129(1), 48–53.

Viecilli AF, Freitas M. The T-loop in details. *Dental press journal of orthodontics* 2018, 23(1), 108–117.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry* 2008, 36(7), 463–471.

Wheeler, RC. Textbook of Dental Anatomy and Physiology, W.B. Saunders Company, Philadelphia; 1949.

Wu JL, Liu YF, Peng W, Dong HY, Zhang JX. A biomechanical case study on the optimal orthodontic force on the maxillary canine tooth based on finite element analysis. *Journal of Zhejiang University Science B* 2018, 19(7), 535–546.

Wu J, Liu Y, Zhang J, Peng W, Jiang X. Biomechanical investigation of orthodontic treatment planning based on orthodontic force measurement and finite element method before implementation: A case study. *Technology and health care: official journal of the European Society for Engineering and Medicine* 2018, 26(S1), 347–359.

Yamaji A. An Introduction to Tectonophysics, Theoretical Aspects of Structural Geology. Terrapub, 2003, Chapter 4, 101-121

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.

Yurdukoru B, Eskitaşçıoğlu G. Diş hekimliğinde bilgisayarın uygulama alanları (Computer applications in dentistry). *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi dergisi* 1988. 15(2), 241–248.

Zak B. Photoelashtische analyse in der orthodontischen mechanik. *A. Stomatol* 1935, 33, 22-37. In **Maia LG, de Moraes Maia ML, da Costa Monini A, Vianna AP, Gandini LG Jr.**

Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2011, 140(3), e123–e128.



ÖZGEÇMİŞ

Soyadı, Adı : ARSLAN BAĞIŞ, Elif
Uyruk : T.C.
Doğum yeri ve tarihi : Karabük / 07.06.1983
E-mail : dtelifbagis@gmail.com
Yabancı Dil : İngilizce

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet tarihi
Lisans	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2007

AKADEMİK YAYINLAR

1. MAKALELER

Ates SM, Korkmaz FM, Çağlar İS, Duymuş ZY, Turgut S, Bağış EA. The effect of ultrafast fiber laser application on the bond strength of resin cement to titanium. Lasers in medical science, 2017, 32(5), 1121–1129.