

**K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAKSİLLER DENTAL DARLIKLARDA LABİAL VE LİNGUAL
ORTODONTİ İLE YAPILAN EKSPANSİYONUN ALVEOLER
KEMİK ÜZERİNE ETKİLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ (SESA) YÖNTEMİ İLE
İNCELENMESİ**

Diş Hekimi Umay KELAHHMET

**Ortodonti Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Çağrı ULUSOY**

**LEFKOŞA
2015**

Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Ortodonti Anabilim Dalı Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşğıdaki jüri tarafından oy birliğı / oy çokluğu ile Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 16.11.2015

İmza

Jüri Başkanı

Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

Jüri

Prof. Dr. Zahir Altuğ

Jüri

Prof. Dr. Hakan Gögen

Jüri

Doç. Dr. M. Çağı ULUSOY

Jüri

Doç. Dr. Ulaş ÖZ

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğı'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan ÇALIŞ

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tüm doktora öğretim hayatım boyunca hep yanımda olan, benimle her daim bilgilerini, tecrübelerini paylaşan, ne zaman başım sıkışsa yardımına koşan bazen bir ağabey, bazen bir hoca olarak bana her zaman destek olan tez danışmanım ve çok değerli hocam Sayın Doç. Dr. Mehmet Çağrı Ulusoy 'a;

Bugünlere gelirken benden emeğini ve ilgisini esirgemeyen değerli hocam, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Mutahhar Ulusoy 'a;

Ortodonti eğitimimdeki katkılarından dolayı başta Sayın Prof. Dr. Zahir Altuğ ve Sayın Prof. Dr. Hakan Gögen olmak üzere, Ortodonti Anabilim Dalı 'nda abim ve hocam Doç. Dr. Ulaş Öz 'e, ablam ve hocam Yrd. Doç. Dr. Beste Kamiloğlu 'na ve bölümdeki diğer öğretim üyeleriyle asistan arkadaşlarıma;

Ankara Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi bölüm başkanı Sayın Prof. Dr. Kaan Orhan 'a;

Çalışmamda modellerin bilgisayar ortamında hazırlanmasını sağlayan ve analizini yapan Sayın Ayberk Yağız 'a;

Her zaman olduğu gibi bu zorlu doktora öğretim hayatım boyunca benimle beraber doktora yapmış kadar olan annem Suna Kelahmet ve babam Serdar Kelahmet 'e;

24 sene sonra ilk kez ayrı kaldığım ama uzaklarda olsa bile benden hiç bir zaman desteğini esirgemeyen çok sevgili ikiz kardeşim Gökçe Kelahmet 'e, desteklerini uzaklarda bile olsalar esirgemeyen Sevilay Yücel, Dr. Gassan Yücel ve Dr. Deniz Büyüksavcı Yücel 'e;

Buralara gelmemde emeği olan Sayın Prof. Dr. Mete Korkut Gülmen ve Doç. Dr. Çetin Lütfi Baydar 'a;

Beni hiç yalnız bırakmayan dostum, en büyük destekçim ve erkek arkadaşım Doç. Dr. Atakan Kalender 'e;

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

ÖZET

Kelahmet, U. Maksiller Dental Darlıklarda Labial ve Lingual Ortodonti ile Yapılan Ekspansiyonun Alveolar Kemik Üzerine Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Eleman Stres Analizi (SESA) Yöntemi ile İncelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Ortodonti Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2015.

Bu çalışmanın amacı labial ve lingual ortodonti ile maksiller dental darlıklarda uygulanan ekspansiyonun alveolar kemik üzerine etkilerinin üç boyutlu sonlu eleman stress analizi (SESA) yöntemi ile incelenmesidir. Maksilla ve maksiller dişleri simule etmek için iki model oluşturulmuştur. İlk modelde labial braketler (Roth sistem) üçüncü molarlar hariç dişlerin orta üçlüsüne yerleştirildi, ikinci modelde de lingual braketler (Roth sistem) üçüncü molarlar hariç dişlerin orta üçlüsüne yerleştirildi. Her braketin ortasından palato-bukkal yönde 1 mm. 'lık ekspansiyon uygulayacak şekilde kuvvet uygulandı. Maksimum asal gerilme değerleri birinci ve ikinci molarların vestibül kemik yüzeyleri dışında labial teknikte lingual tekniğe göre daha yüksek bulgulandı. Bunun aksine, minimum asal gerilme değerleri birinci ve ikinci molarların vestibül kemik yüzeyleri dışında lingual teknikte daha yüksek bulgulandı. Labial teknikte en fazla yer değiştirme santraller ($66 \times 10^{-3} \mu\text{m}$) ve laterallerde ($61 \times 10^{-3} \mu\text{m}$) bulundu. Lingual teknikte ise en fazla yer değiştirme kaninler ($53 \times 10^{-3} \mu\text{m}$) ve birinci premolarlarda ($51 \times 10^{-3} \mu\text{m}$) bulundu. Her iki teknik arasında dentoalveolar etkiler farklı oldu fakat hem labial hem de lingual teknikte ark perimetresinde artış gözlemlendi. Ortaya çıkan bu farklılıklar her iki teknik içinde klinisyenler tarafından göz önünde bulundurulmalıdır.

ABSTRACT

Kelahmet, U. Evaluation of Expansive Stresses In Lingual and Labial Fixed Orthodontics: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. Near East University Institute of Health Sciences, Department of Orthodontics, Phd Thesis, Nicosia, 2015.

This study evaluated the expansive stresses on the maxillary components of LiO and LaO using the 3-dimensional (3D) finite element method (FEM) of analysis. Two 3D models were created of a maxilla and maxillary teeth. Labial brackets (Roth prescription) were applied to the clinical centers of all maxillary teeth crowns (excluding third molars) in one model, and lingual brackets were applied in the other model. The mid-point of each bracket was then subjected to a palato-buccal displacement force of 1 mm. Maximum principle stress (S1-tension) values were higher in the LaO model than the LiO model, with the exception of the first and second molar buccal bone surfaces. Conversely, minimum principle stress (S2-compression) values were higher in the LiO model than the LaO model, with the exception of the first and second molar buccal bone surfaces. In the LaO model, the displacement magnitude (DM) was greatest for the central ($66 \times 10^{-3} \mu\text{m}$) and lateral ($61 \times 10^{-3} \mu\text{m}$) incisors, whereas DM in the LiO model was greatest for the canines ($53 \times 10^{-3} \mu\text{m}$) and first premolars ($51 \times 10^{-3} \mu\text{m}$). Both LaO and LiO orthodontics successfully increased arch perimeter. However, dentoalveolar effects varied between the two procedures. These differences should be taken into account by clinicians when deciding upon orthodontic treatment with either labial or lingual appliances.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
ŞEKİLLER DİZİNİ	xv
TABLOLAR DİZİNİ	xix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Ortodontide Kuvvet	2
2.2. Ankraj	3
2.2.1. Ankraj (Anchorage) Tipleri	3
2.2.2. Ağız içi (Intraoral) Ankraj	3
2.2.2.1. Çeneiçi (Intramaksiller) Ankraj	3
2.2.2.2. Çenelerarası (Intermaksiller) Ankraj	5
2.2.3. Ağızdışı (Extraoral) Ankraj	5

2.3. Kemik Fizyolojisi	6
2.4. Maksiller Darlık Teşhis ve Tedavisi	7
2.4.1. Maksiller Transversal Darlığın Etiyolojisi	8
2.4.2. Maksilla Anatomisi ve Üst Çene Darlığının Tedavi Mekanizması	9
2.4.3. Maksiller Genişletme Yöntemleri	10
2.4.3.1. Hızlı Palatal Genişletme (Rapid Palatal Expansion – RPE)	10
2.4.3.2. Yarı Hızlı Üst Çene Genişletmesi (Semi-Rapid Maxillary Expansion)	13
2.4.3.3. Yavaş Maksiller Genişletme (Slow Maxillary Expansion - SME)	14
2.4.3.4. Cerrahi Destekli Hızlı Palatal Genişletme (Surgically Assisted Rapid Palatal Expansion – SARPE)	16
2.5. Ark Telleri ile Ekspansiyon	18
2.6. Ortodontik Sabit Tedavi Mekanikleri	19
2.6.1. Sabit Tedavi Mekaniklerinin Tarihsel Gelişimi	19
2.6.1.1. Angle Sistemi	20
2.6.1.2. Edgewise Apareyi	21
2.6.1.3. Straight Wire Tekniği	22
2.6.2. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Braketler	23

2.6.2.1. Paslanmaz Çelik Braketler	23
2.6.2.2. Titanyum Braketler	24
2.6.2.3. Plastik Braketler	24
2.6.2.4. Seramik Braketler	24
2.6.3. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Tel Alaşımları	24
2.6.3.1. Altın Alaşımları	25
2.6.3.2. Paslanmaz Çelik Alaşımlar	25
2.6.3.3. Krom-Kobalt Alaşımları	25
2.6.3.4. Titanyum Molibden (Beta Titanyum) Alaşımlar	25
2.6.3.5. Fiber Optik - Plastik Alaşımlar	26
2.6.3.6. Kompozit Alaşımlar	26
2.6.3.7. Nikel Titanyum Alaşımlar	26
2.6.4. Ortodontik Ark Tellerinin Braket İçine Bağlanması	27
2.7. Lingual Ortodonti	27
2.7.1. Lingual Ortodontinin Tarihçesi	27
2.7.2. Lingual Ortodontide Hasta Seçimi	29
2.8. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar	31

2.8.1. Gerilme (Stres)	31
2.8.2. Gerilme Tipleri	32
2.8.3. Gerinim (Strain)	33
2.8.4. Elastisite Modülü (Young's Modulus)	33
2.8.5. Poisson Oranı	34
2.9. Gerilme Analiz Yöntemleri	34
2.10. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (Finite Element Stress Analysis)	35
2.11. Ortodontide Sonlu Elemanlar Stres Analizi	37
2.11.1. Fonksiyonel Tedavi Mekanikleri	37
2.11.1.1. Headgear	37
2.11.1.2. Chin Cup (Çenelik)	37
2.11.1.3. Maksiller Protraksiyon	38
2.11.1.4. Aktivatör	40
2.11.1.5. Sabit Fonksiyonel	40
2.11.2. Sabit Tedavi Mekanikleri	41
2.11.3. Rapid Palatal Ekspansiyon (RPE)	42
2.11.4. Mini-vida / Mini-implant	44

2.11.5. Ortognatik Cerrahi	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM	46
3.1. Modelleme	47
3.2. Materyal Özellikleri	57
3.3. Sınır Koşulları ve Senaryoların Oluşturulması	58
3.3.1. Sınır Koşulları	59
3.3.2. Senaryoların Oluşturulması	59
4. BULGULAR	61
4.1. Vestibül yüzeyden çelik ligatürleme ile yapılarda oluşan gerilme dağılımları ve dişlerdeki hareket miktarları	62
4.1.1. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri	62
4.1.2. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri	64
4.1.3. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri	66
4.1.4. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri	68

4.1.5. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri	70
4.1.6. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde ''X, Y, Z'' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri	72
4.2. Lingual yüzeyden çelik ligatürleme ile yapılarda oluşan gerilme dağılımları ve dişlerdeki hareket miktarları	76
4.2.1. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri	76
4.2.2. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri	78
4.2.3. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri	80
4.2.4. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri	82
4.2.5. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri	84

4.2.6. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde ''X, Y, Z'' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri	86
5. TARTIŞMA	90
6. SONUÇLAR	104
KAYNAKLAR	105
YAYINLAR	129

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	Derece
µm	mikrometre
3B	Üç boyutlu
3D	Three dimensional
A.B.D.	Amerika Birleşik Devletleri
ANS	Anterior nasal spine
CT	Computerized tomography
DOF	Degree of freedom
E	Elastisite modülü
GPa	Gigapaskal
gr	Gram
kg	Kilogram
KPa	Kilopaskal
KVp	Kilovolt peak
mA	Miliamper
mm	milimetre
MPa	Megapaskal
N	Newton
Ni-Ti	Nikel Titanyum
PDL	Periodontal ligament
PNS	Posterior nasal spine
RPE	Rapid palatal expansion
SARPE	Surgically assisted rapid palatal expansion
SESA	Sonlu elemanlar stres analizi
SME	Slow maxillary expansion
Stl	Stereolithography
TPA	Transpalatal ark
vb	ve benzeri
β	Beta
σ	Normal gerilme
τ	Kayma gerilmesi

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Bandeau apareyi	19
Şekil 2.2. Angle sistemi	21
Şekil 2.3. Edgewise apareyi	22
Şekil 2.4. Von Mises gerilmesinin hesaplanması.	32
Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan katı maksiller üç boyutlu model	46
Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan Activity 880 optik tarayıcı ve üç boyutlu tarama cihazı	47
Şekil 3.3. Kemik dokunun 3D-Doctor yazılımında ayrıştırılma işlemi	48
Şekil 3.4. Diş modellerinin elde edilmesi	49
Şekil 3.5. Periodontal ligamentin modellenmesi	49
Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan katı maksiller modelde kortikal kemik ve diş soketleri	50
Şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan katı maksiller modelde spongiyoz kemik	50
Şekil 3.8. Braketlerin modellenmesi	51
Şekil 3.9. Katı maksiller modelde kortikal ve spongiyoz kemik	52
Şekil 3.10. Çalışmamızda kullanılan maksiller dişler	52
Şekil 3.11. Adeziv	53
Şekil 3.12. Adeziv üzerine yerleştirilmiş braketler	53

Şekil 3.13. Ortodontik ark teli	53
Şekil 3.14. Periodontal ligament	53
Şekil 3.15. Maksiller modelin dişler olmaksızın oklüzalden görünümü	53
Şekil 3.16. Maksiller modelin kortikal kemik olmaksızın oklüzalden ve cepheden görünümü	54
Şekil 3.17. Maksiller modelin oklüzalden ve cepheden görünümü	55
Şekil 3.18. Maksiller dişlere labial ve lingualden uygulanan sabit ortodontik tedavi mekanizmaları	56
Şekil 3.19. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde kullanılan nodlu elemanlar	58
Şekil 3.20. Maksiller modelin sabitlendiği bölgeler	59
Şekil 3.21. Kuvvet uygulama doğrultusu	60
Şekil 4.1. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri	63
Şekil 4.2. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyöz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri	65
Şekil 4.3. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri	67

- Şekil 4.4.** Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri 69
- Şekil 4.5.** Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri 71
- Şekil 4.6.** Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde ''X'' ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri 73
- Şekil 4.7.** Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde ''Y'' ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri 74
- Şekil 4.8.** Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde ''Z'' ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri 75
- Şekil 4.9.** Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri 77
- Şekil 4.10.** Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri 79

- Şekil 4.11.** Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri 81
- Şekil 4.12.** Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyöz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri 83
- Şekil 4.13.** Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri 85
- Şekil 4.14.** Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde "X" ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri 87
- Şekil 4.15.** Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde "Y" ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri 88
- Şekil 4.16.** Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde "Z" ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri 89

TABLOLAR

Tablo 3.1.	Analizde kullanılan materyallerin Elastisite Modülleri ve Poisson Oranları	57
Tablo 3.2.	Senaryolarda kullanılan eleman ve düğüm sayıları	58
Tablo 4.1.	Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde ''X, Y, Z'' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri	72
Tablo 4.2.	Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde ''X, Y, Z'' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri	86

1. GİRİŞ

Ortodontinin amacı ortodontik anomalinin meydana gelmesini önlemek, meydana gelmiş anomaliyi tedavi etmek, iyi bir fonksiyon, iyi bir estetik ve erişilen durumun kalıcı olmasını sağlamaktır (Ülgen, 2001, s. 1-8). Bu amaca ulaşmak için hareketli ve sabit ortodontik enstrümanlardan yararlanılır. 1970 'li yıllarda direkt braket yapıştırma ve düz tel tekniklerine geçilmesi sayesinde ortodontik tedaviye ilgi artmıştır. Özellikle erişkin hastaların ortodontik tedavide kullanılan braketlerin daha az görünür olmaları konusundaki ısrarları, braketlerin dişlerin lingual ve palatinal yüzeylerine yapıştırılması sayesinde yapılan tedavilerin önünü açmıştır (Caniklioğlu ve Öztürk, 2003).

Gerek labial, gerekse lingual ortodontik tekniklerin kullanımı ile istenilen diş hareketleri elde edilebildiği gibi, kullanılan ark tellerinin aktivasyonu veya bu tellere verilecek bükümler sayesinde ark boyutlarında genişletme yapılması da mümkündür (Damon, 2005, Weaver ve diğerleri, 2012). Ortodonti literatürü incelendiğinde, farklı alaşımlardan üretilmiş ark tellerinin genişletme özelliklerini karşılaştıran, tellerde oluşan sürtünme oranlarını, bu tellerin fiziksel ve mekanik özelliklerini inceleyen pek çok çalışma olduğu görülmektedir (Dalstra ve Melsen, 2004, Juvvadi ve diğerleri, 2010, Kusy ve Whitley, 2007, Mallory ve diğerleri, 2004, Nakano ve diğerleri, 1999, Willems ve diğerleri, 2001). Buna ek olarak, literatür taraması yapıldığında labial ve lingual ortodontinin keser dişlerde tork kontrolü açısından etkinlikleri, çekimli ve çekimsiz vakarlarda dişlerde ve yumuşak dokulardaki meydana gelen değişiklikler, vertikal kuvvetler uygulandığı vakit keser dişler üzerindeki etkileri, seviyeleme esnasında meydana gelen değişiklikler açısından değerlendirildikleri bulunmuştur (Fulmer ve Kuftinec, 1989, Germon ve diğerleri, 2004, Gorman ve Smith, 1991, Khattab ve diğerleri, 2014, Liang ve diğerleri, 2009). Ancak labial ve lingual tekniklerin ekspansiyon konusundaki etkinliğini araştıran çalışmaya rastlanılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; labial ve lingual yüzeylere yapıştırılan sabit ortodontik tedavi braketleri üzerinden uygulanan ark tellerinin dental ark, kemik doku ve dişler üzerinde oluşturduğu genişletme kuvvetlerinin 3 boyutlu (3B) sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontide Kuvvet

Ortodontide kuvvetin, gerilimin ve gerinimin çok önemli bir yeri vardır. Bireyin büyüme gelişiminin en başından itibaren vücut içerisinde oluşan kuvvetler ve stresler bireyin morfolojisini belirlemektedir. Moss 'un "kemikler büyümeyiz, büyütülür" diyerek tanımladığı fonksiyonel matriks teorisi, çevre dokuların kemikler üzerindeki basınç ve gerilimlerinin kemiklerin morfolojisinde büyüme ve gelişiminde rol oynadığını tanımlamaktadır (Moss ve Salentijn, 1969). Güncel bilgilerimiz genlerimizin büyüme gelişim sürecinde esas belirleyici olduğunu göstermektedir, çevresel faktörler ise büyüme gelişimi etkileyebilen etkenlerdir. Fonksiyonel çene ortopedisi dışarıdan uygulanan kuvvetler ile hücre faaliyetlerinin değiştirilebileceğine ve bu kuvvetler ile gelişimin yönlendirilebileceğine dayanmaktadır (e ve Ziaja, 1989).

Kemiklerde mekanik kuvvetler ile oluşturulan ve korunan, form ve fonksiyonun ilişkisi Wolff 'un yasası ile oluşturulmuştur. Wolff 1892 yılında yayınladığı kitabında kemiğin dışardan uygulanan kuvvetler ile mimarisini oluşturup adapte edebilme kapasitesi olduğundan bahsetmiştir. Wolff kuvvet, basınç ve gerilim dağılımının kemiğin şeklini ve yapısını değiştirebileceğini söylemiştir. Roux 1881 yılında, kemiğin trabeküler mimari yapısının yeni fonksiyonel ihtiyaçlara adaptasyon kabiliyetinin hücresel düzeyde mekanik stimuluslar sayesinde olduğunu ifade etmiştir. Frost osteoblastlar ve osteoklastların, lokal kemik kütlesi üzerine etkileyen mekanik kuvvetin oluşturduğu gerilmenin kontrolü altında olduğunu belirtmiştir (mekanostatik teori). Genel olarak; gerilmenin büyüklüğünün, uygulanan kuvvetin sıklığının ve uygulama süresinin kemik metabolizmasının cevabını etkilediği düşünülmektedir (Aktaran: Huiskes, 2000, s. 147-151).

Mekanik uyarıların, kemik üzerine etki eden kuvvetlerin; kemik içerisinde nasıl dağıldığını, nerelere ne şiddette etki ettiğini, streslerin nerelerde biriktiğini görebilmek ve anlayabilmek için farklı kuvvet analiz yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Bu analiz yöntemleri mühendisliğin, uygulamalı matematiğin ve benzer branşların geliştirip uyguladığı yöntemlerdir. Bu yöntemler günümüzde

biyomekanik sistemlerin incelenmesi ve anlaşılmasında sıklıkla kullanılmakta ve birçok alanda olduğu gibi ortodonti alanında da anlaşılması güç kuvvet dağılımlarını anlaşılır halde bizlere sunmaktadır (Borchers ve Reichart, 1983).

2.2. Ankraj

Ortodontide ankraj, bir diş veya diş grubunun uygulanan kuvvete karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır. Kuvvetin destek aldığı bölge ankraj bölgesi olarak tanımlanırken, hareketi istenilen bölge ise çalışma bölgesi olarak adlandırılmaktadır (Güvenç ve Kocadereli, 2006, Huang ve diğerleri, 2005).

Ankraj kontrolünün temeli Newton 'un III. Hareket kanuna dayanır; her etki için eşit ve zıt yönlü bir tepki mevcuttur. Dolayısıyla bu kanuna göre gerçekleşecek hareketi ve miktarını, hareket ve ankraj bölgesinin dirençlerinin birbirine göre üstünlüğü belirlemektedir (Cope, 2005, Huang ve diğerleri, 2005). Ortodontik tedavide amaç; istenilen diş hareketlerini en üst düzeye çıkarmak ve çalışma bölgesinde istenmeyen hareketleri en aza indirmektir.

2.2.1. Ankraj (Anchorage) Tipleri

Ankraj: iki ana grup olarak incelendiğinde ağız içi (intraoral) ve ağız dışı (extraoral) ankraj olmak üzere ayrılır. Bu ankraj yöntemlerinden ağız içi ankraj da: çenelerarası (intermaksiller) ve çeneiçi (intramaksiller) ankraj olarak iki alt gruba ayrılarak incelenebilir (Ülgen, 1990, s. 270-485).

2.2.2. Ağız içi (Intraoral) Ankraj

2.2.2.1. Çeneiçi (Intramaksiller) Ankraj

Çeneiçi ankraj, aynı çenedeki dişlerin hareketine karşı olan dirençtir. Bu direncin kaynağı dişler ve dişlerin köklerini saran alveol kemiğinin ortodontik kuvvet karşısında harekete karşı gösterdiği tepkidir. Harekete karşı alveol kemiğinin direncini etkileyen birçok faktör vardır. Alveol kemiğinin kompakt veya spongiyoz yapısı,

kemiğin genç veya yaşlı oluşu, kemik yoğunluğu, kemikteki hücre sayısının az veya çok oluşu ve ortodontik kuvvetin şiddeti, diş hareketine karşı olan direnci etkileyen faktörlerdir. Kompakt, yaşlı, yoğunluğu fazla ve hücre sayısı az olan kemikte diş hareketine karşı olan direnç fazladır. Ortodontik kuvvetin şiddetinin fazla olması sonucu meydana gelen “hyalinizasyon” ve “indirekt kemik rezorpsiyonu” da diş hareketini geciktirmekte, dolayısıyla direnci arttırmaktadır. Ayrıca periodonsiyumun durumu, genç veya yaşlı oluşu, hücreden fakir veya zengin oluşu, ankiloz durumu ankrajı etkilemektedir. Endojen faktörler de ankrajı etkilemektedir (Ülgen, 1990, s. 270-485).

Çeneiçi ankrajı şöyle sınıflayabiliriz (Ülgen, 1990, s. 270-485):

Basit Ankraj (Simple Anchorage): Bir diş devrilme hareketi (tipping) yaptıracak şekilde bir ortodontik kuvvet uygulandığında harekete karşı koyan dirence basit ankraj denilmektedir.

Sabit ankraj (Stationary Anchorage): Bir dişin paralel hareketine karşı olan dirençtir. Dişin paralel hareketi için devrilme hareketi (tipping) oluşturan ortodontik kuvvetten başka dişin yalnız kuron kısmının hareket etmesi, kökünde hareket ederek paralel diş hareketi oluşması için diş kökü üzerine ayrıca bir dönme momenti uygulamak gerekir. Dişin paralel hareketine karşı direnç, dişin devrilme hareketine karşı olan dirençten daha fazla olup dişin paralel olan hareketi zor, dişin devrilme hareketi ise kolaydır.

Karşılıklı Ankraj (Reciprocal Anchorage): İki dişin birbirine karşı hareket ettirilmesinde hareket eden bölgenin aynı zamanda kuvvetin destek aldığı ankraj bölgesi olma durumuna karşılıklı ankraj denilmektedir. Karşılıklı ankrajı da diş hareketinin cinsine göre ikiye ayırmak mümkündür. Karşılıklı ankrajda dişler devrilme hareketi (tipping) yaparak hareket ediyorlarsa basit karşılıklı ankraj (simple reciprocal anchorage), dişler paralel hareket yapıyorlarsa sabit karşılıklı ankraj (stationary reciprocal anchorage) söz konusudur. Dişlerin eksen eğimleri, apeksleri birbirine yakın kuronları birbirinden uzak durumda ise basit karşılıklı ankraj uygulanabilir. Dişlerin eksen eğimleri birbirine paralel veya apeksleri birbirinden uzak, kuronları birbirine yakın durumda ise sabit karşılıklı ankraj uygulanır.

Birleşik Ankraj (Compound Anchorage): Diş hareketi için ortodontik kuvvetin destek aldığı bölgede birden fazla dişin direncinden yararlanmaya birleşik ankraj denilmektedir. Birleşik ankraj da basit birleşik ankraj ve sabit birleşik ankraj olarak alt sınıflara ayrılabilir.

2.2.2.2. Çenelerarası (Intermaksiller) Ankraj

Çenelerarası Ankraj denilince sınıf II veya sınıf III elastiklerin kullanılması akla gelmektedir. Çenelerarası ankraja şu nedenlerle gerek duyulmaktadır (Ülgen, 1993, s. 270-485).

- 1.Çenelerarası ankraja, karşı çenede diş hareketi yaptırmak amacıyla gereksinim olabilir.
2. Çenelerarası ankraj, bir bölgenin direncini, ankrajını arttırmak amacıyla da kullanılır.
3. Çenelerarası ankrajın diğer bir kullanım alanı da, hareketi istenen bölgenin direncini, ankrajını azaltmak içindir.

2.2.3. Ağız dışı (Extraoral) Ankraj

Ağız dışı dokulardan destek alınır. Üst molarlara, yüz arkı aracılığı ile uygulanan ağız dışı kuvvetin amaçları şunlardır (Ülgen, 1990, s. 270-485):

-Üst molarlar destek alınarak, kaninler distalize edilmek isteniyorsa ve bu işlem esnasında molarların öne gelmesi istenmiyorsa, ağız dışı kuvvet üst molarların öne gelmesini engellemek için, yani ankrajı arttırmak için kullanılır.

-Üst molarlar destek alınarak kesici dişlerin geriye hareket ettirilmesi (retraksiyon) isteniyorsa ve bu işlem esnasında molarların öne gelmesi istenmiyorsa, ağız dışı kuvvet yine ankrajı arttırmak, yani molarları yerinde tutmak için kullanılır.

-Üst molarlardan destek alarak çenelerarası Sınıf III lastik rondeller (intermaksiller Sınıf III elastik) veya çeneiçi lastik rondeller (intramaksiller elastik) kullanıldığında, molarların öne doğru hareket etmesi istenmiyorsa, molarları mesiale doğru çeken elastik kuvvetini nötralize etmek için ağız dışı kuvvet kullanılır.

-Üst molarların distalize edilmesi için ağız dışı kuvvet kullanılır. Ağız dışı kuvvet, uygulandığı molarları distalize ederken, ağız dışı kuvvet uygulanan dişlerin önünde bulunan dişlerde, diştenden-dişe uzanan interdental periodontal lifler aracılığıyla, belirli bir miktar distal yönde hareket etmektedirler.

-Ağız dışı kuvvet uygulanmasının önemli diğer bir amacı da, üst çene sagittal yön gelişimini etkileyerek, iskeletsel Sınıf II anomalinin düzeltilmesine yardımcı olmaktadır.

2.3. Kemik Fizyolojisi

Dişlerin kemik içerisindeki yer değişimi katabolik ve anabolik modelasyonun fizyolojik bir sonucudur. Özellikle periodontal ligament ve subperiosteal kompartmanlardaki kemik modelasyonuna göre, ortodontik hareket periyodonsiyumun adaptif fizyolojisine bağlıdır (Roberts ve diğerleri, 2004). Subperiosteal kemik modelasyonuna ek olarak, yüz ortopedisi sutural cevapları ve temporomandibular adaptasyonu içermektedir. Stomatognatik sistemin tahmin edilebilir manipülasyonu için, fonksiyon üzerine uygulanan kuvvetlerin biyomekanik cevabının, kemik fizyolojisi hakkında pratik bilgiye ihtiyaç vardır.

Dr. Frost tetrasiklinin insanlarda kemik mineralizasyonunun incelenmesinde kullanılması yöntemini bulan yaratıcı bir klinisyendir. Canlı kemik için kinetik işaretleyiciler kemik histomorfometrisinin fizyolojik temellerini oluşturmuştur. Bu yöntem kütlenin, geometrik dağılımın, yüzey adaptasyonunun ve iskeletin “turnover”ının ölçülebilmesini sağlamıştır (Mcnamara, 2008, Parfitt ve diğerleri, 1987).

Frost 'un kemik modelasyon ve remodelasyon konseptini gösteren yayınların çoğunu, oral ve maksillofasiyal cerrah olan Bruce Epker yapmıştır (Roberts ve diğerleri, 2006). Roberts ve diğerleri, kemik fizyolojisinin bu modern prensiplerini, ortodontik ve ortopedik tedavilerin mekanizmalarına uygulamıştır (Goodacre ve diğerleri, 1997, Mcnamara, 2008, Roberts ve Hartsfield, 1996).

2.4. Maksiller Darlık Teşhis ve Tedavisi

Normal bir oklüzyonda üst çene diş kavsi alt çene diş kavsinden uzayın her üç yönünde de daha geniştir ve mandibular diş kavsini kutu kapağı gibi örtmektedir (Lagravere ve diğerleri, 2006). Maksiller darlıklarda üst diş kavsi ile alt diş kavsi arasındaki transversal ilişki bozulmakta bununla birlikte çapraşıklık ve arka bölgede tek taraflı veya çift taraflı çapraz kapanış görülebilmektedir. Diğer bir deyişle, posterior çapraz kapanışta dişler sentrik oklüzyonda iken üst arka dişlerin vestibül tüberkülleri alt arka dişlerin santral fossalarına temas eder (Harrison ve Ashby, 2001).

Posterior çapraz kapanış klinik olarak transversal yönde en çok karşılaşılan anomalidir. Posterior çapraz kapanışın dişsel veya iskeletsel olması tedavi planlaması açısından önemlidir (Halıcıoğlu ve Yavuz, 2011). İskeletsel çapraz kapanışta apikal kemik kaidesinde darlık mevcut olmakla beraber, dişlerin kuronlarında bukkal yönlü devrilme varsa sutura palatina medianın açılmasıyla apikal kemik kaidesinin genişletilmesi gerekmektedir (Haas, 1980). Dişsel kökenlide ise apikal kemik kaidesinde boyut ve biçim bakımından herhangi bir anomali olmamakla beraber lokalize olarak bir veya birden fazla dişte devrilme görülmekte ve dental ekspansiyon gerekmektedir (Halıcıoğlu ve Yavuz, 2011).

Fonksiyonel çapraz kapanış, çoğunlukla süt ve karışık dişlenme döneminde görülmektedir. İstirahat pozisyonunda alt çene transversal yönde normal konumdadır. Üst çene diş kavsi alt çene diş kavsine göre dar olduğundan, alt çene istirahat konumundan maksimum interküspidasyona geçerken erken temaslar sebebiyle laterale doğru kayarak, posterior çapraz kapanış oluşturmaktadır. (Proffit, 2000, s. 145-293).

İskeletsel çapraz kapanışta ise, alt çene istirahat pozisyonunda ve maksimum interküspidasyonda aynı konumdadır. Yani, her iki durumda da alt çenede yana kayma olmaksızın tek veya çift taraflı çapraz kapanış olabilmektedir. İskeletsel çapraz kapanış, maksilanın normal geliştiği fakat mandibulanın aşırı gelişmesiyle de ortaya çıkabilmektedir. (Bishara ve Staley, 1987, Haas, 1980, Proffit, 2000, s. 145-293).

Dişsel çapraz kapanışta, diş kavislerinde darlık olmaksızın dişlerin sadece palatine eğilmesiyle karakterize olup, tek bir dişte olabildiği gibi bir diş grubunu da kapsayabilmektedir. Dişsel posterior çapraz kapanış çoğu zaman lokal faktörler sebebiyle ortaya çıkmaktadır (Proffit, 2000, s. 145-293).

2.4.1. Maksiller Transversal Darlığın Etiyolojisi

1. Genetik
2. Kötü alışkanlıklar
3. İatrojenik
4. Kassal
5. Obstrüktif uyku apnesi
6. Ağız solunumu
7. Multifaktöriyel
8. Sendromlar (Klippel-Feil, Marfan, Treacher Collins, Apert Sendromu)
9. Nonsendromik palatal sinostoz (Lagravere ve diğerleri, 2006).

2.4.2. Maksilla Anatomisi ve Üst Çene Darlığının Tedavi Mekanizması

Sutura palatina media üst çene genişletilmesinde çok önemli rol oynamaktadır. Melsen, 1975 yılında kadavralar üzerinde yaptığı çalışmada suturanın gelişimini incelemiş, insanlardaki sutural birleşmenin sadece insanlara özgü olduğunu ve hayvanlarda yapılan çalışmaların doğru sonuçlar veremeyeceğini bildirmiştir (Melsen, 1975).

Çocukluk döneminde koronal kesitlerde suturanın “Y” şeklinde olduğu görülmekte ve vomer ile palatinal proçes yardımcıyla birleşmektedir. Ergenlik döneminde üç kemik arasında birleşme alanı artmakta ve “T” şeklini almaktadır. Erişkinlik döneminde ise kemikleşme tamamlanmakta sutur karşılıklı interdijitasyon haline gelmekte ve mekanik bir kilitlenme olmaktadır (Melsen, 1975). Suturanın yapısal gelişimi özellikle hızlı üst çene genişletmesi için hayati önem taşımakta ve cerrahi desteği gereken durumlarda bu gelişimsel değişimlerin ne zaman meydana geldiği detaylı olarak bilinmelidir.

Üst diş kavsi alt diş kavsinden transversal yönde darsa ve yan çapraz kapanış mevcut ise üst diş kavsini genişletilmesi gerekmektedir. Yapılacak olan genişletme darlığın iskeletsel, dişsel olmasına bağlı olarak değişiklik göstermektedir.

1. Üst damağın derin, apikal kemik kaidesinin dar ve bununla birlikte oluşan kompensasyon ile beraber arka dişlerin kuronlarında bukkale devrilme ve çapraz kapanış mevcutsa sadece dişsel genişletme yeterli olmamakta, ortopedik kuvvetler ile midpalatinal suturun genişletilmesi gerekmektedir. Böylece apikal kemik kaidesinin genişletilmesiyle çapraz kapanış ta düzeltilmektedir.
2. Apikal kemik kaidesinin geniş olduğu ve arka dişlerin palatinala devrilme gösterdiği, yani kuronlarının orta çizgiye yaklaştığı, köklerinin orta çizgiden uzaklaştığı vakalarda ise sadece diş kavsi genişletilmesi ile mevcut problem ortadan kaldırılabilir. Dişsel genişletme hareketli apareyler ile veya sabit apareyler ile üst dişlere bukkal yönde devirme hareketi yaptırarak

sağlanabilmektedir. (Bishara ve Staley, 1987, Proffit ve White, 2003, s. 2-28, Ülgen, 1990, s. 104-115).

2.4.3. Maksiller Genişletme Yöntemleri

Üst çene genişletmesinde temel hedef sutura palatina medianın açılmasıdır. Bu yüzden üst çene genişletmesinde kullanılan yöntemler, suturanın açılma hızına göre sınıflandırılmıştır. (Bishara ve Staley, 1987). Maksiller genişletme dört farklı şekilde yapılabilir;

2.4.3.1. Hızlı Palatal Genişletme (Rapid Palatal Expansion – RPE)

Hızlı palatal genişletme dar maksillası olan hastaların tedavisinde rutin ortopedik bir genişletme yöntemi olarak kullanılmaktadır (Haas, 1980). McNamara, RPE endikasyonlarını şu şekilde sıralamıştır:

- Arka dişlerin aksiyal eğimlerinin düzeltilmesi,
- Posterior çapraz kapanışlar,
- Sınıf III maloklüzyonlar,
- Sınıf II maloklüzyonlar,
- Maksiller sutural sistemin mobilizasyonu,
- Fonksiyonel çene ortopedisi veya ortognatik cerrahi hazırlığı,
- Ark boyunun arttırılması,
- Nazal direncin düşürülmesi,
- Gülümsemenin genişletilmesi (Mcnamara, 2000).

RPE maksiler darlık ile beraber mevcut çapraz kapanışları düzeltmek veya çapraşıklığın giderilmesi için ark uzunluğunu arttırmak için de kullanılmaktadır. (Lamparski ve diğerleri 2003). Bu tedavi protokolünde amaç; dişlere ve alveoler yapılara ortopedik kuvvetler uygulayarak ortodontik diş hareketlerinin miktarını azaltmak ve ortopedik hareket miktarını arttırmaktır (Bishara ve Staley, 1987, Timms, 1980). Bell, uygulanan kuvvet miktarının suturaları bir arada tutan biyoelastik kuvvetten fazla olduğu vakit maksiller segmentlerde ortopedik açılma olacağını bildirmiştir (Bell, 1982). Hızlı palatal genişletmede uygulanan kuvvet miktarı 0.9-4.5 kg. olup yapılan genişletme haftada 3 mm. veya daha fazladır (Isaacson ve diğerleri, 1964, Isaacson ve Ingram, 1964, Zimring ve Isaacson, 1965).

Hızlı üst çene genişletmesi işleminin en çok tartışılan kısmı genişletme hızı olmuş ve literatürde değişik vida çevirme protokolleri önerilmiştir.

Haas, birinci gün 5 'er dakika aralıklarla 15 dakika içinde genişletme vidasını 4 çeyrek tur, sonraki günlerde ise günde 2 çeyrek tur olacak şekilde çevirme protokolünü uyguladığını bildirmiştir (Haas, 1980). Zimring ve Isaacson, genç bireylerde sutura açılncaya kadar (ortalama 4-5 gün) günde 2 çeyrek tur, suturanın açılmasını takiben günde 1 çeyrek tur yapılarak elde edilen genişletmenin daha dengeli olacağını belirtmişlerdir. Yaşlı bireylerde ise ilk iki gün 2 çeyrek tur, daha sonraki 5. veya 7. güne kadar yani sutura açılana kadar ve sonrasında günde 1 çeyrek turluk çevirme programını önermişlerdir (Zimring ve Isaacson, 1965). Ceylan ve diğerleri (Ceylan ve diğerleri, 1996) ile Taşpınar ve diğerleri (Taşpınar ve diğerleri, 2003) ise, sutura açılana kadar günde 3 çeyrek tur, suturanın açılmasından sonra ise günde 2 çeyrek tur yapılan vida çevirme programını uyguladıklarını bildirmişlerdir. Farklı apareylerle yapılan hızlı üst çene genişletmesinde genel olarak önerilen yöntem vidanın sabah ve akşam olmak üzere günde 2 çeyrek tur çevrilmesidir (Başçiftci ve diğerleri, 2002, Bicakci ve diğerleri, 2004, Haas, 1980, Lima ve diğerleri, 2004, McNamara, 2000, Memikoglu ve Işeri, 1999, Oliveira ve diğerleri, 2004, Timms, 1980, Wertz, 1970).

Yapılan çalışmalarda RPE 'nin maksilla ve mandibula üzerine etkisi incelenmiştir. Filho ve diğerleri, RPE sonucunda maksilanın sagittal düzlemde hareket

etmediğini, palatal düzlemde ise aşağı-geriye doğru rotasyon hareketi yaptığını savunmuşlardır (Filho ve diğerleri, 2006). Haas, yaptığı çalışmada bantlı Haas tipi genişletme apareyi ile yapılan ekspansiyon sonucunda maksillanın aşağı-öne doğru hareket ettiğini bulgulamıştır (Haas, 1980). Akkaya ve diğerleri, yapıştırılan RPE aygıtı kullandıkları çalışmalarında maksillanın öne, mandibulanın ise geriye hareket ettiğini bildirmişlerdir (Akkaya ve diğerleri, 1999).

Palatal ekspansiyon esnasında orta yüzün lateral genişletilmesinde direnç yaratan noktalar; önde apertura priformis, yanda zigomatik birleşim noktası, arkada pterygoid birleşim, ortada ise sutura palatina media olduğu bildirilmiştir (İşeri ve diğerleri, 1998).

Hızlı palatal genişletmede kullanılan apareyler şunlardır:

- **Haas apareyi:** 1961 yılında Dr. Andrew Haas tarafından tanıtılan bu aparey üst birinci premolar ve molarlara yerleştirilen bantlara akrilik plak içinden çıkan kalın tellerin lehimlenmesi ve plağın ortasına yerleştirilen bir vidadan oluşmaktadır (Biederman, 1973).
- **Cap Splint Apareyi:** Timms tarafından 1981 yılında tanıtılan bu aparey üst santraller dışında tüm dişlerin oklüzal ve insizal kenarlarını örten krom kobalt döküm plak ve bir vidadan oluşur. Bu aparey zamanla modifiye edilerek döküm yerine akrilik plaktan yapılmaya başlanmıştır (Timms, 1981).
- **Rijit Akrilik Bonded Maksiller Genişletme Apareyi:** Hekim açısından klinik yapımı ve hastaya uygulanması kolay olan bu aparey, arka dişlerin bukkal, oklüzal ve palatinal yüzleri ile ön dişlerin sadece palatinal yüzlerini, maksillanın palatinal kısmını tamamen saran rijit akriliğin içine midpalatal düzlemde premolarlar arasına konan bir vidadan oluşan doku destekli bir apareydir. Rijit bir yapıya sahip olmasından dolayı, dişlerde daha az devrilme ve daha fazla iskeletsel genişletme yaptığı düşünüldüğü için, bu apareyle daha kalıcı sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir. (İşeri ve Özsoy, 2004, Memikoglu ve İşeri, 1999).

- **Hyrax Apareyi:** Akrilik destek olmadan sadece premolar ve molar bantlarına lehimlenen bir vidadan oluşan diş destekli bu aparey Biederman tarafından “Hygienic rapid expander” olarak tanıtılmış ve Haas apareyine göre daha hijyenik olduğu belirtilmiştir (Biederman, 1973).
- **Hyrax Modifikasyonları:** Hyrax apareyinin arka dişlerin okluzal yüzeyleri veya buna ek olarak diğer yüzeylerine akrilik eklenerek yapılan modifikasyonları geliştirilmiştir. Bu akrilik desteklerin eklenmesinin vertikal yön kontrolü başta olmak üzere bir takım avantajları olduğu bildirilmiştir (Akkaya ve diğerleri, 1998, Akkaya ve diğerleri, 1999, Howe, 1982, Başçiftçi ve Karaman, 2002).
- **Hafızalı Vidalar:** 2004 yılında Wichelhaus ve arkadaşları tarafından Nikel Titanyum (Ni-Ti) hızlı maksiller genişletme vidası (Hafızalı Vida) olarak tanıtılmış olup, sürekli kuvvet uygulamak için vida haznesinde Ni-Ti açık sarmal yaylar bulundurmaktadır (Aktaran: *Halıcıoğlu ve Yavuz, 2011, s. 37*).

2.4.3.2. Yarı Hızlı Üst Çene Genişletmesi (Semi-Rapid Maxillary Expansion)

Mew, 1977 yılında “bioblock” ismini verdiği kroşeleri ve akrilik kaidesi bulunan vidalı müteharrik bir aparey ile haftalık 1-1.5 mm. ’lik genişletme yapmış ve bu miktardaki genişletmenin yavaş ve hızlı üst çene genişletmesine göre daha fizyolojik olduğunu söylemiştir (Aktaran: *Halıcıoğlu ve Yavuz, 2011, s. 37*). Mew, bir başka çalışmasında, yine aynı aparey ile haftada 1 mm. olarak yaptığı üst çene genişletme işlemini yarı hızlı üst çene genişletmesi olarak adlandırmıştır (Mew, 1983).

Birçok çalışma ile dikkatler RPE ’nin relaps eğilimine yönlendirilmiştir (Bishara ve Staley, 1987). Araştırmacılar hızlı üst çene genişletmesinin stabilitesini; retansiyon döneminin uzunluğu ve retansiyon sürecindeki hasta kooperasyonu, maksiller darlığın derecesi, midpalatal sutur ve çevre dokuların cevabı, hasta yaşı, genişletme miktarı, ve yumuşak dokuların yeni pozisyonlarına adaptasyonları gibi faktörler ile ilişkilendirmişlerdir (Bishara ve Staley, 1987, Memikoglu ve Işeri, 1999).

Işeri ve Özsoy, 2004, maksiller genişletmenin daha yavaş olarak uygulanmasıyla çevre dokulara daha az ve fizyolojik kuvvetin uygulanacağını, çevre dokuların bu zaman sürecinde tamir işlemiyle birlikte yeni duruma daha iyi adapte olacağını bildirmişler ve RPE işlemi sonrası meydana gelen değişimlerin 3 yıllık pekiştirme dönemi sonrasında da korunduğunu rapor etmişlerdir (Işeri ve Özsoy, 2004).

Yarı hızlı üst çene genişletmesinde kullanılan apareyler; rijit akrilik bonded maksiller genişletme apareyi, quad-helix ve minne expander olarak sayılabilir (Halıcıoğlu ve Yavuz, 2011).

2.4.3.3. Yavaş Maksiller Genişletme (Slow Maxillary Expansion - SME)

Yavaş üst çene genişletmesinde tedavi ortalama olarak 2-6 ay arasında yapılmakta ve genişletme için 450-900 gr. arasında kuvvet uygulanmaktadır (Bishara ve Staley, 1987, Lagravere ve diğerleri, 2005).

Mew, 1997, yavaş üst çene genişletmesi ile haftada 1/3 mm. genişletme elde edilmesinin hedeflendiğini bildirmiştir (Mew, 1997). Bell, 1982, yavaş maksiller genişletme ile uygulanan 900 gr. 'lık kuvvetin erken yaşlarda sutural ayrılmayı sağlayabileceğini ancak yaş ilerledikçe bu etkinin azaldığını, ayrıca bu prosedür ile üst çenenin yeniden konumlanması ve şekillenmesi esnasında doku bütünlüğü bozulmadığı için relapsın daha az olacağını bulgulamıştır (Bell, 1982).

Yavaş üst çene genişletmesinde, uygulanan 900 gr. 'lık kuvvet ile suturaların direnci kırılmadığından ortopedik hareket miktarı az, ortodontik hareket miktarı ise fazladır (Bishara ve Staley, 1987, Lagravere ve diğerleri, 2005). Bunun yanı sıra özellikle süt veya karışık dişlenme dönemlerinde yavaş üst çene genişletmesi yapıldığı vakit dahi üst çenede ortopedik etki ile sutural açılma olduğundan bahsedilmiştir (Hicks, 1978).

Yavaş maksiller genişletmede kullanılan mekanikler şunlardır:

- **Müteharrik Plaklar:** Skieller 1964 yılında, müteharrik plakları; farklı tipte kroşeler ile dişlere tutunan ve akrilik kaide içinde bulunan bir vida yardımıyla kuvvet uygulayan hareketli apareyler olarak tanımlamıştır (Aktaran: Halıcıoğlu ve Yavuz, 2011, s. 33).
- **Quad-Helix Apareyi:** Ortalama 400 gr. kuvvet uygulayan helikal bükümlü paslanmaz 0.9 mm. çapında çelik teller ile ön ve arka genişleme miktarı ayarlanabilmekte ve molarlardaki rotasyonlar düzeltilebilmektedir. Karışık dişlenme gibi erken yaşlarda sutura palatina media 'nın ayrılması ile ortopedik etki sağlanırken erişkin yaşlarda alveol ve dişlerin eğilmesine yol açarak ortodontik etki meydana getirdiğini belirten yazarlar da vardır (Lagravere ve diğerleri, 2005, Sandıkçıoğlu ve Hazar, 1997, Bell ve Lecompte, 1981, Donohue ve diğerleri, 2004, Torogluve diğerleri, 2002). Quad-helix apareyi gibi kalın bir tel yardımıyla kuvvet uygulayan “Porter” aygıtı ve “W” apareyi; quad-helix apareyinin modifikasyonları olarak sayılabilirler (Harberson ve Myers, 1987).
- **Minne Apareyi:** Bu aparey bir vida düzeneğine sahiptir ve uyguladığı kuvvet bir sarmal yayın sıkıştırılmasıyla oluşur ve ortalama 0.5-1 kg. kuvvet uygular (Halıcıoğlu ve Yavuz, 2011).
- **Magnetler İçeren Genişletme Apareyi:** Bu aparey 1994 yılında Darendeliler ve diğerleri tarafından 250-500 gr. kuvvet uygulayacak düzenekler şeklinde hasta üzerinde kullanılmıştır (Darendeliler ve diğerleri, 1994).
- **Nikel Titanyum Maksiller Genişletme Apareyi:** 1993 yılında Arndt, 230-300 gr. kuvvet uygulayan, ağız ısıyla aktive olan, hafif ve sürekli kuvvet uygulayan “Nickel Titanium Palatal Expander” aygıtını tanıtmıştır (Aktaran: Donohue ve diğerleri, 2004).

2.4.3.4. Cerrahi Destekli Hızlı Palatal Genişletme (Surgically Assisted Rapid Palatal Expansion – SARPE)

Cerrahi destekli hızlı palatal genişletme maksiller transversal darlığı bulunan erişkin hastalarda tedavi planının bir parçası olarak kabul edilebilir. Cerrahi desteği olmadan yetişkin hastalarda uygulanacak olan RPE prosedüründen kaçınılmaktadır, çünkü maksiller kemiklerde, bu kemiklere komşu kemiklerde ve sutura palatina media bölgesinde yaşla birlikte değişen ve tamamlanan ossifikasyon derecesi ortopedik hareketi sınırlandırmaktadır (Melsen, 1975, Persson ve Thilander, 1977). Bunların yanı sıra yapılan çalışmalarda yetişkinlerde cerrahisiz RPE tedavisi uygulandığı vakit bazı sınırlamaların ve komplikasyonların ortaya çıktığı bildirilmiştir;

- Anatomik direnç sebebiyle ekspansiyona yanıt olarak ağrı,
- Nüks,
- Sınırlı ve yalnızca dental kaidede ekspansiyon,
- Üst arka dişlerin bukkale eğilmesi,
- Periodontal membranda sıkışma,
- Bukkal kök rezorpsiyonu,
- Alveol kemik deformasyonu,
- Palatinal kemik nekrozu (Cureton ve Cuenin, 1999, Karaman ve diğerleri, 2001).

Yaş ilerledikçe RPE tedavisi ile görülen komplikasyonlar dolayısıyla, cerrahi destekli ekspansiyon yapılması önerilmiştir. Cerrahi olarak iki müdahale yapılabilmektedir; maksiller segmentlerin ayrı ayrı daha geniş bir transvers boyutta yeniden konumlandırılmasını sağlamak için maksillanın LeFort osteotomisi sırasında

maksillanın transversal yönde daha geniş bir konumda repose edilmesi ve cerrahi yardımı ile yapılan hızlı palatal genişletmedir (Kutin ve Hawes, 1969).

SARPE 'nin iskeletsel olarak olgunlaşmış hastaya uygulanmasının endikasyonları şöyle sıralanabilir;

- RPE tedavisini başarısız kılan suturalar bölgesindeki direnci kırmak,
- Çekimli tedavinin endike olmadığı durumlarda, ark boyunu arttırıp çapraşıklığı gidermek,
- Gülümseme esnasında ortaya çıkan bukkal koridorları ortadan kaldırmak,
- Posterior çapraz kapanışı düzeltmek ve maksiller ark genişliğini arttırmak,
- Uygulanması planlanan ek ortognatik cerrahi öncesi maksiller ark genişliğini arttırmak ve oluşabilecek stabilizasyon sorunlarını en aza indirmek (Woods ve diğerleri, 1997, Koudstaal ve diğerleri, 2005).

SARPE uygulanması düşünülen hastada maksiller transversal yetersizliğin tanısı klinik değerlendirme, model analizi, oklüzal grafler ve radyografik değerlendirme ile yapılmaktadır (Suri ve Taneja, 2008). Günümüzde ise en gelişmiş teknik 3 boyutlu görüntüleme yöntemleridir. Bu yöntemlerle hem yumuşak doku kalınlıkları, yerleşimleri ve birbirleriyle olan münasebetleri değerlendirilirken, diş, kemik ve suturalar gibi sert dokular hakkında da detaylı ve kesin bilgi almak mümkün olmaktadır (Suri ve Taneja, 2008, Macchi ve diğerleri, 2006).

Lehman ve diğerleri, 1984 yılında yaptıkları çalışmada, oklüzal graflerin, sutura palatina media 'nın ossifikasyonunun tespiti için gerekli bir tanı aracı olduğunu savunmaktadırlar. Ancak bu yöntemde, diğer kemik yapılarının superpozisyonu ve arka bölge hakkında yeterli bilgi edinilememesi dezavantajdır. En büyük kapanmanın arka bölgede olduğunu belirten bilimsel çalışmalardan sonra arka bölgenin izlenebilmesi önem kazanmıştır (Aktaran: Suri ve Taneja, 2008, s. 291).

Betts ve diğerleri, 1995 yılında posteroanterior radyografilerin, transversal yöndeki iskeletsel uyumsuzlukların tanısında en uygun ve en kolay yöntem olduğunu bildirmişlerdir. Ancak bu yöntemde de; dentisyondan ve apikal kemik kaidesinden oldukça uzakta bulunan iskeletsel noktalarda yapılan incelemenin çok da tutarlı olmayacağını belirten araştırmalar bulunmaktadır (*Aktaran: Suri ve Taneja, 2008, s. 292*).

Cerrahi destekli ekspansiyon yapılması konusunda dikkate alınması gereken bir diğer faktör ise yaştır. Bu konuda kronolojik yaş yerine kişinin iskeletsel gelişim yaşına göre bir planlama yapılması uygun olacaktır(Suri ve Taneja, 2008).

2.5. Ark Telleri ile Ekspansiyon

Yapılan çalışmalarda, braketler ve ark telleriyle düşük kuvvetler uygulandığında alveol kemiğinde sorun oluşturmada arklarda genişleme elde edildiği bulgulanmıştır (Bassarelli ve diğerleri, 2005, Dalstra ve Melsen, 2004, Handelman, 1997). Buna ek olarak, çekimsiz sabit ortodontik tedavinin terapötik etkisinin ark gelişimi olduğu bildirilmiştir (Isık ve diğerleri, 2005).

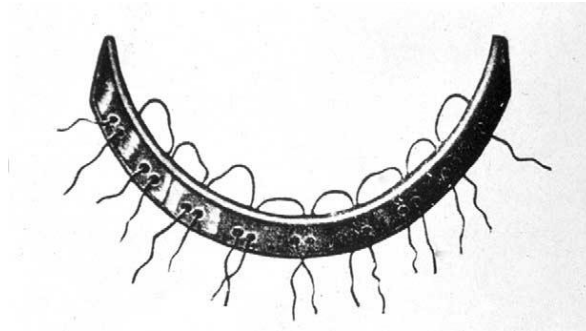
Ortodontik tedavi gören hastalarda sabit tedavinin etkinliği ile meydana gelen dentoalveoler genişlemenin ark formunda ve büyüklüğünde değişime sebep olduğu birçok çalışmada rapor edilmiştir (BeGole ve diğerleri, 1998, Isık ve diğerleri, 2005, Kim ve Gianelly, 2003). Seviyeleme sürecinde ark formunda transversal yönde interkanin, interpremolar ve intermolar mesafede gözle görülür değişiklikler meydana gelmektedir. Çekimsiz tedavilerde seviyeleme esnasında, interkanin mesafedeki artışın 0.55-2.13 mm. arasında, interpremolar mesafedeki artışın 4.94 mm. 'ye kadar olduğu ve intermolar mesafedeki genişlemenin 1.53-2.96 mm. arasında olduğu rapor edilmiştir (BeGole ve diğerleri, 1998, Kim ve Gianelly, 2003). Ark perimetresinde veya ark uzunluğunda meydana gelen artışın ise 0.2-1.8 mm. arasında olduğu bildirilmiştir (Isık ve diğerleri, 2005). Klasik olarak ark ekspansiyonunun sert ve rijit olması dolayısıyla arka dişlerin bukkale hareketini sağlamada daha etkili olduğu için çelik kalın yuvarlak veya çelik köşeli tel ile sağlandığına inanılmaktadır. Güncel olarak ise, esnek ve geniş formda olan Bakır Nikel Titanyum ark telleri ile transversal yönde

ark ekspansiyonu sağlandığı bildirilmiştir (Damon, 1998a, Damon, 1998b, Fortini ve diğerleri, 2005).

2.6. Ortodontik Sabit Tedavi Mekanikleri

2.6.1. Sabit Tedavi Mekaniklerinin Tarihsel Gelişimi

Tarihte ilk rastlanılan sabit ortodontik tedavi mekaniği 1728 yılında Pierre Fauchard tarafından tanıtılmıştır. “*Bandeau*” olarak adlandırılan bu mekanik; üzerinde delikler bulunan at nalı şeklinde metal bir şerit ve ligatür içeren basit bir ekspansiyon apareyidir (Şekil 2.1.). Deliklerden geçirilen ligatürlerin eğri dişlere bağlanması ve belli aralıklarla aktive edilmeleri ile dişlerin hareket ettirilmesi esasına dayanır (Wahl, 2005a).



Şekil 2.1. Bandeau apareyi.

Fauchard 'ın apareyi Etienne Bourdet tarafından tekrar yorumlanmıştır. Ortodontide seri çekimi ve premolarların çekimi ile çapraşıklığın giderilmesini (1757) ilk öneren olarak Bourdet kayıtlara geçmiştir. Ayrıca, lingual ortodonti ilk kez Bourdet tarafından arkın genişletilmesi amacıyla lingualden uygulanan mekanikler ile gerçekleştirilmiştir ve günümüzde lingual arklar, genişletme apareyleri ve vidaları hâlâ kullanılmaktadır. Ancak Fauchard 'dan sonra yöntemleri her ne kadar tekrar yorumlansa da, sabit ortodontik aparey düşüncesi uygun biçimde apareyleri dişlere sabitleyecek bir yöntem bulunamaması nedeniyle uzun bir süre geri planda kalmıştır. Daha sonra 1841 yılında Schange tarafından vidalı bant tanıtılmıştır ve bu düşünce tekrar popülerliğini kazanmıştır. 1849 yılında Dwinelle 'nin dişleri hareket ettirmek

amacıyla geliştirdiği vida mekanizmasını tanıtmasıyla da sabit ortodontik tedavi mekaniklerinin popülerliği artmış ve birçok farklı bant ve vidalı sabit ortodontik apareylerin çıkmasına öncülük etmiştir. Kingsley 'in (1861) ağız dışı kuvvetleri ve ankrajı tanıtması yine aynı yıl Coffin 'in esnek piyano teli kullanarak diş düzeltme girişimleri ve 1870 yılında Magill tarafından bulunan siman ile bantların dişlere yapıştırılabilmesinin sağlanması, sabit ortodontik apareylerin gelişmesindeki diğer önemli adımlardır (Asbell, 1990, Kusy, 2002, Wahl, 2005a, Wahl, 2005b).

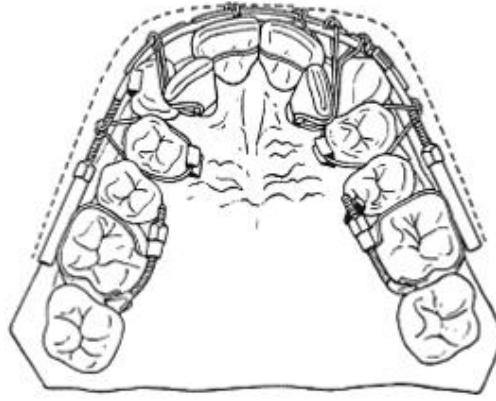
2.6.1.1. Angle Sistemi

Ortodonti mekaniklerindeki gelişmeleri yakından takip eden Angle, 1878 yılından ilk sistemini tanıttığı 1887 yılına kadar birçok değişik aparey kullanmış ve bu apareylerle yaşadığı hayal kırıklıkları sonrasında kendi sistemini yaratmadan önce ideal bir ortodontik apareyde olması gereken beş ilkeyi ortaya koymuştur;

1. Basitlik; dişleri itebilmeli, çekebilmeli ve rotasyon yaptırabilmeli,
2. Stabilitate; diş yüzeyine sabitlenebilmeli,
3. Verimlilik; Newton 'un fizik ve ankraj kurallarına göre çalışabilmeli,
4. Küçük ve kibar olmalı; dokularla uyumlu olmalı,
5. Estetik olmalı (Phulari, 2013, s. 59-75).

Bu prensipler ışığında Angle Dwinelle 'nin vidasını altın yerine gümüş-nikel alaşımından yapmış böylece vidayı daha uygun boyutlara ve daha kullanılabilir hale getirmiştir. Vidalı ve dişlerin çevresine yapıştırılabilen bantları geliştirdiği vidalara lehimleyerek kullanmış ve bantlara yapıştırdığı hassas metal tüplerin içerisinden Coffin 'in telini geçirerek ilk defa dişlere rotasyon kuvveti uygulayabilecek sabit ortodontik sistemi geliştirmiştir. Angle, 1887 yılında geliştirdiği mekanik parçalar içeren ve standart bir set halinde piyasaya sunulan Angle sistemini tanıtmıştır (Şekil 2.2.). Fabrikasyon olarak üretilen sistem sayesinde basit, verimli, ucuz ve estetik

olarak kabul edilebilir standart parçalardan oluşan apareylerin ortodontik tedavide kullanılmaya başlanması ortodonti bilimini kökten değiştirmiştir (Phulari, 2013, s. 59-75).



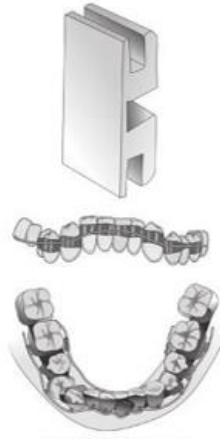
Şekil 2.2. Angle sistemi.

1928 yılında tanıtılan Edgewise apareyinden önce Angle ilk olarak 1907 yılında “E-ark” apareyini, 1912 yılında “Pin ve Tüp” apareyini, 1915 yılında ise “Ribbon Ark” apareyini tanıtmıştır (Phulari, 2013, s. 59-75).

2.6.1.2. Edgewise Apareyi

Angle daha önce geliştirdiği apareylerdeki deneyimlerinden yararlanarak, 1928 yılında dişlerin tek tek hareket ettirilmesinde daha etkili olabilecek metal braket içeren Edgewise Apareyini tanıtmıştır (Şekil 2.3.). Edgewise terimi yatay slotlara sahip braketlere köşeli ark tellerinin yerleştirilebilmesi anlamına gelmekteydi. Bu yeni aparey ile uygulama kolaylığı ve efektif bir kök hareketi yaptırabilme özelliği ortaya çıkmıştı. Edgewise apareyini geliştirirken Angle o dönemde genç öğrencisi Charles Tweed ile çalışmaktaydı, bu aparey günümüze kadar kullanılan tüm ortodontik braket sistemlerinin temel prensiplerini şekillendirecekti. Edgewise braketleri, köşeli tellerin uygulanabildiği labialde konumlanan köşeli slotlara sahipti. Böylelikle tedavi esnasında uzayın üç yönünde de kontrollü diş hareketi sağlanabilmekteydi. İki oklüzalde, iki gingivalde olmak üzere dört kanadı olan üç duvarlı ve yatay

yerleştirilebilen braketler ark teli ile temas yüzeyini arttırarak daha doğru ve kontrollü diş hareketine olanak vermektedir (Kusy, 2002, Phulari, 2013, s. 59-75). Edgewise tekniğinin günümüzde de geçerliliğini korumasının nedeni; yalnız mesio-distal yönde değil, uzayın üç yönünde kontrollü hareket yaptırılabilmesi ve vestibülo-lingual yöndeki kök (torque) hareketleridir (Ülgen, 1990, s. 270-485).



Şekil 2.3. Edgewise apareyi.

2.6.1.3. Straight Wire Tekniği

Standart edgewise tekniğinde diş üzerinde bir moment etkisi (tip back, anti-rotasyon, toe-in, çatı bükümü, anti-tip, tork gibi) elde edebilmek için telin bükülerek, düz duran braket içine aktif olarak yerleştirilmesi gerekir. Straight wire sisteminde ise standart edgewise tekniğinde dişleri hareket ettirmek amacıyla yapılan bükümlere karşılık, üzerinde angulasyon ve tork gibi açı değerlerini taşıyan straight wire braketleri kullanılmakta ve zaten açılı olan braketlere düz olan tel yerleştirildiği vakit diş üzerinde bir moment oluşmakta ve diş hareketi hemen başlamaktadır. Braketlerin slotlarının açıldırılmış olması, istenen mesio-distal diş eğimlerinin elde edilmesini sağlar. Diğer sabit aparey tekniklerinde bu amaç ile braketler açıldırıldığında, braket diş yüzeyine iki noktadan temas etmekte, bunun sonucu olarak da dişlerde istenmeyen devrilme hareketleri meydana gelmektedir. Bu sistemde ise angulasyon braket slotuna verilmiş olduğundan, braket diş üzerine tam bir yüzey teması ile uygulanabilmektedir. Köşeli tel (edgewise) tekniğinde braket kaideleri sadece horizontal yönde konturlu

olmasına karşın, düz tel tekniğindeki braket kaideleri hem horizontal hem de vertikal yönde konumlandırılmıştır, bu da braketin dış yüzeyine en uygun biçimde adapte olmasını sağlar. Braket kaideleri ile slot kaideleri arasındaki mesafe her diş için farklıdır, bu da labio-lingual yönde farklı kalınlıkta olmaları ve ideal bir diş dizisindeki konumlarının farklı olmalarından dolayı gereken birinci düzen bükümleri ortadan kaldırmıştır. Bu teknikte braketler ile angulasyon, inklinasyon ve birinci düzen büküm gereksinimlerinin en baştan sağlanmış olması, diş hareketlerini daha kontrollü bir hale getirerek, hasta başında geçen zaman ve tedavi süresini kısaltarak, tedavi sonuçlarının kalıcılığını da arttırmaktadır (Erbay, 1991, Schwaninger, 1978).

2.6.2.Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Braketler

Sabit ortodontik apareylerde kuvveti dişe ileten en önemli eleman hiç şüphesiz ki braketlerdir. Ortodontik braketlerin üretimi çok sayıda ham madde (metal alaşımlar, seramik, plastik), çeşitli tasarımlar ve farklı metotlar içeren karmaşık bir süreçtir. Piyasada kanat tasarımları, slot açıları ve boyutları birbirinden farklı çok sayıda braket mevcuttur (Tosun, 1999, s. 20-89).

2.6.2.1. Paslanmaz Çelik Braketler

İlk olarak Angle edgewise braketlerin altın prototipini kullanmıştır. 1933 yılında Dr. Archie Brusse ilk paslanmaz çelik sabit aparey sistemini tanıtmıştır. Bundan sonra paslanmaz çelik altının yerini almıştır, çünkü altına göre daha sert ve dayanıklıdır, daha küçük boyutlarda üretilebilir ve küçültülmüş boyutlara bağlı olarak daha estetikdir. Sürtünme özelliği bugünün standartlarını oluşturacak ölçüde tatmin edicidir (Matasa, 2005, s. 345-390, Tosun, 1999, s. 20-89).

Paslanmaz çelik braketler, genellikle içinde %18 krom ve %8 nikel bulunan paslanmaz çelikten üretilmektedir. Paslanmaz çelik braketler çok dayanıklı, hijyenik ve ucuz olmaları nedeni ile en sık kullanılan braket çeşididir. Başlıca dezavantajı nikel ve krom serbestlemesidir; bu nedenle nikel alerjisi olan kişilerde diğer materyalden yapılan braketler tercih edilmektedir (Matasa, 2005, s. 345-390, Tosun, 1999, s. 20-89).

2.6.2.2. Titanyum Braketler

Nikel hassasiyeti olan bireylerde paslanmaz çelik braketler, alerjik reaksiyona neden olabilmektedir. Bu nedenle paslanmaz çelik braketlere alternatif olarak korozyona dirençli ve doku uyumluluğu yüksek olan titanyum alaşımından braketler üretilmiştir (Hamdan ve Rock, 2008).

2.6.2.3. Plastik Braketler

1970 'li yıllarda erişkin hastaların estetik talebini karşılamak amacıyla farklı estetik materyallerden braket üretme çabalarının bir sonucu olarak polimer-polikarbonat materyalinden enjeksiyon kalıplama tekniğiyle plastik braketler üretilmeye başlanmıştır. Ancak bu braketlerin renk değiştirme, çatlama, deforme olma ve kokuya neden olma gibi problemler gösterdiği bildirilmiştir (Reicheneder ve diğerleri, 2007).

2.6.2.4. Seramik Braketler

Seramik; katı, dayanıklı, estetik, hijyenik, doku dostu ve renkleşmeye dirençli bir materyal olduğu için braket üretiminde tercih edilmektedir. Yaygın olarak kullanılmasına rağmen kırılma eğilimi, yüksek sürtünme kuvveti oluşturması, braketle temas eden karşı dişte aşınma ve söküm sırasında mine kırığı meydana getirmesi gibi olumsuz özellikleri mevcuttur (Tosun, 1999, s. 20-89, Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005, s. 579-660).

2.6.3. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Tel Alaşımları

Ortodontik tedavide altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt, titanyum molibden (beta titanyum), fiber optik-plastik, kompozit ve nikel titanyum alaşımlardan oluşan teller kullanılmaktadır (Brantley, 2002, s. 77-104).

2.6.3.1. Altın Alaşımları

Altın alaşımları ortodontik tedavide kullanılan ilk tel alaşımlarıdır. Tek başına yumuşak olan bu metale platin, krom ve paladyum eklenerek ağız ortamına uygun hale getirilmiştir. Fakat diğer tel alaşımlarına göre maliyetinin fazla olması sebebiyle günümüzde kullanılmamaktadır (Burstone ve Goldberg, 1980, Proffit, ve Fields, 2000, s. 326-361).

2.6.3.2. Paslanmaz Çelik Alaşımlar

Paslanmaz çelik alaşımları, 1950 'li yıllardan itibaren ortodonti pratiğinde önemli yere sahip olmuştur. Bu tellerin şekil verilebilme ve esneklik özelliklerinin yanında maliyetinin düşük olması popüler kalmalarını sağlamıştır. Ortodontik tedavide kullanılan çelik alaşımları %70-75 demir, %18 krom, %8 nikel, %0.2 karbon içerir. Krom alaşımı korozyona karşı direncini sağlarken, nikel stabiliteyi, karbon da sertliği sağlamaktadır. İçindeki krom ve nikel oranları nedeniyle bu alaşımlar 18-8 olarak da adlandırılır. (Brantley, 2002, s. 77-104, Tosun, 1999, s. 20-89).

2.6.3.3. Krom-Kobalt Alaşımları

Krom-kobalt alaşımı teller (Elgiloy) 1950 'li yıllarda geliştirilmiş olup, bu teller %40 kobalt, %20 krom, %15 nikel, %7 molibden, %15-20 demir içerir. Çelik tellere göre daha yumuşaktır. Yumuşak halde iken kolaylıkla şekil verilebilir, ısıtılardan geçirildiğinde ise sertliği ve uyguladığı kuvvet artar (Kusy, 1997).

2.6.3.4. Titanyum Molibden (Beta Titanyum) Alaşımlar

Beta (β) titanyum teller 1980 'li yıllarda Burstone ve Goldberg tarafından ortodontide kullanılmaya başlamıştır. Bileşiminde %77.8 titanyum, %11.3 molibden, %7 zirkonyum, %4 kalay içerir. Bu teller çelik tellere göre %40 daha elastik yapıdadır ve geri yaylanma değerleri diğer tellere göre daha yüksek olduğu için çalışma aralığı da geniştir. İçindeki zirkonyum ve kalay telin sertliğinin ve kuvvetinin artmasını

sağlar. İçeriğinde nikel olmaması bu telin korozyona karşı direncini ve biyolojik uyumluluğunu sağlar (Burstone ve Goldberg, 1980).

2.6.3.5. Fiber Optik - Plastik Alaşımlar

Fiber optik-plastik teller, estetik amaçlarla geliştirilmiş ve ilk olarak 90'lı yılların başlarında Optiflex adıyla piyasaya sunulmuş şeffaf yapıdaki tellerdir. Bu telleri, 0.008'' çaplı fiber optik camdan oluşan bir iç yapının etrafına bir yapıştırıcı ve bir naylon tabakasının kaplanmasıyla oluşturulmuştur (Proffit, ve Fields, 2000, s. 326-36).

2.6.3.6. Kompozit Alaşımlar

Son yıllarda geliştirilmekte olan tel materyallerinden bir başkası da kompozittir. Bu teller de, elyaftan oluşan bir iç yapının üzerinin kompozit kaplanmasıyla oluşmuştur (*Aktaran: Tosun, 1999, s. 20-89*).

2.6.3.7. Nikel Titanyum Alaşımlar

Nikel Titanyum alaşımı teller ilk olarak 1968 yılında Buehler tarafından bulunmuş ancak ortodontide kullanılması ve geliştirilmesi Andreasen tarafından gerçekleştirilmiştir. Orijinal şekliyle Nitinol adı Nikel Titanyum ve Amerika Birleşik Devletleri 'nde uzay araştırmaları kapsamında yapılan çalışmalarda keşfedildiği yer olan donanma laboratuvarı (Naval Ordnance Laboratory) isminin baş harflerinden oluşmaktadır (Brantley, 2002, s. 77-104). Ni-Ti alaşımların içeriğinde %52 nikel, %45 titanyum, ve %3 kobalt bulunmaktadır (Burstone ve Goldberg, 1980).

Ni-Ti tellerin yapımı oldukça karmaşık bir işlemdir. Bu iki metalin ergime dereceleri arasında büyük fark olduğundan ergitme işlemi genellikle vakum altında gerçekleştirilir. Alaşımın homojen bir yapıya ulaşabilmesi için çoğunlukla defalarca ergitilmesi gerekir. Daha sonra bu alaşımdan tozlar elde edilir. Sıcak izostatik basınç işlemiyle alaşım tel haline dönüştürülür. Tozların iyi karışmadığı noktalarda oluşan

boşluk ve çatlaklar ezme ve çekme işlemleri uygulamak suretiyle ortadan kaldırılır ve tele son şekli verilir (Prososki ve diğerleri, 1991).

Yüksek elastikiyet, şekil hafızası ve plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç ile diğer tellerden ayrılır. Plastik deformasyon özelliği zamana bağlı bir özelliktir, bu yüzden ağızda kaldığı süre sonucunda plastik deformasyona uğrayabilir. Şekil hafızası ise düşük sıcaklıklarda şekil verilebilir haldeyken belli bir geçiş sıcaklığı üzerine ısıtıldığında ilk şeklini hatırlayıp ona dönebilmesidir. Ni-Ti alaşımlarındaki nikel iyonlarının salınarak alerji oluşturma riski bulunmaktadır (Kusy, 1997).

2.6.4. Ortodontik Ark Tellerinin Braket İçine Bağlanması

Ortodonti pratiğinde ligasyon amacıyla sıklıkla paslanmaz çelik ligatürler ve elastomerik modüller kullanılmaktadır. Paslanmaz çelik ligatürlerin kalınlıkları 0.008-0.0014’’ çapları arasında olabilmektedir. Çelik ligatürler ark teli ile braket arasında sabit ve stabil bir ligasyon sağlarken mesializasyon ve distalizasyon mekanizmalarında önemli derecede sürtünmeye sebep olmaktadır. Elastik ligatürler ise farklı çaplarda ve kalınlıklarda, pürüzlü veya düzdürler. Ortodonti pratiğinde biri doğal kauçuk diğeri ise sentetik polimerler olmak üzere iki temel elastik materyalin kullanımından söz etmek mümkündür. Tedavi amaçlı kullanılan çene içi ve çeneler arası elastikler çoğunlukla doğal kökenli olan lateks elastiklerdir. Sentetik polimerler ise 1920 ’lerde petrokimyasallardan geliştirilen ve günümüzde ortodonti pratiğinde sıklıkla kullanılan zincir elastikler, elastik iplikler ya da elastik ligatürler (elastomerik modüller) dir (Baty ve diğerleri, 1994).

2.7. Lingual Ortodonti

2.7.1. Lingual Ortodontinin Tarihçesi

Günümüzde kullanılan anlamıyla lingual ortodontik uygulamalar ilk olarak 1970 yılında başlamış ve lingual ortodonti ile ilgili erken bilimsel yayın 1975 yılında yapılmıştır. Japonya ve Amerika Birleşik Devletleri (A.B.D.) ’nde birbirinden bağımsız olarak çalışan iki ortodontist dişlerin lingual yüzeylerine teller yerleştirmek

suretiyle tekniklerini geliştirmişlerdir. Dr. Craven Kurz 'un, 1970 yılında sanatçı olan bir arkadaşının ısrarları sonucu sabit edgewise apareylerini dişlerin lingual yüzeylerine uyguladığı ve “lingual ortodontinin” temellerini atmış olduğu literatürde rapor edilmiştir (Kurz ve Romano, 1998). Dr. Kurz lingual diş yüzeylerine plastik braket yapıştırarak 1975 yılında Jim Mulick ile araştırmalarına başlamıştır (Alexander ve diğerleri, 1982).

Daha sonra 1979 yılında Amerika Birleşik Devletleri 'nde geniş çaplı olarak lingual braketler üretilmiş ve bu aşamada özellikle erişkin hastalarda uygulanan bu sistem, braketlerin görülmemesinden dolayı çok fazla ilgi görmüştür (Brece ve Nieberg, 1986). Bu sürede önemli bir gelişme de Japonya 'da Prof. Kinya Fujita tarafından yapılmıştır (Fujita, 1979). Amerika 'daki uygulamalardan farklı olarak, Japonya 'daki lingual ortodonti kavramı estetik bir talebin sonucunda değil de braketlere karşı dışarıdan meydana gelen travmalara yönelik olarak yumuşak dokuları ve ağız mukozasını korumak amacıyla başlatılmıştır. Fujita mantar şekilli arklar kullanarak lingual multi-braket tekniğini geliştirmiştir. Fujita lingual ortodonti konseptinden ilk 1967 yılında bahsetmiş, 1971 yılında çalışmalara başlamış, birinci premolarların çekimiyle gerçekleştirdiği Sınıf I ve Sınıf II tedavisini 1978 yılında yayınlamıştır (Fujita, 1979). Ülkemizde ise ilk lingual teknik tedavisini Prof. Dr. Ülgen uygulamıştır (Ülgen, 1986).

Dr. Kurz tarafından lingual apareylerin ortaya çıkışından günümüze kadar meydana gelen gelişmeleri özetlemek gerekirse yedi jenerasyondan bahsetmek mümkündür (Alexander ve diğerleri,1982, Alexander ve diğerleri, 1983, Gormon ve diğerleri, 1983, Kurz ve Romano, 1998, Scuzzo ve Takemoto, 2003):

- **1.Jenerasyon (1976):** Bu apareylerde kanin-kanin arası düz bir oklüzal bite plane bulunmaktadır. Alt kesici ve premolar braketlerinin boyutları ise küçük ve hafif yuvarlatılmış formdadır. Ayrıca braketlerin hiçbirinde “hook” bulunmamaktadır.
- **2.Jenerasyon (1980):** Birinci jenerasyondan farklı olarak kanin braketlerine hook eklenmiştir.

- **3.Jenerasyon (1981):** Tüm ön diş ve premolar braketlerine “hook” eklenmiştir. Birinci molar braketlerinde “internal hook”, ikinci molarlarda da “hook” içermeyen ancak elastik kullanımı için çıkıntı içeren “terminal sheathler” bulunmaktadır.
- **4.Jenerasyon (1982):** Santral ve lateral braketlerinin üzerine ön eğik düzlem eklenmiştir. Ayrıca braketler isteğe bağlı olarak hook içerebilmektedir.
- **5.Jenerasyon (1985-86):** Ön eğik düzlem, özellikle üst ön dişlerde, artmış labial torkla birlikte daha fazla vurgulanmıştır. Üst kanin braketlerine tüberkül tepesinin, alt kanin ve 1.premolar arasına yerleşmesine engel olmayacak tarzda bir eğik düzlem eklenmiştir. Ayrıca birinci molarlara transpalatal bar uygulanabilmesi için “sheath” eklenmiştir.
- **6.Jenerasyon (1987-90):** Üst dişlerdeki ön eğik düzlem kare şeklindedir. Ön bölge dişler ve premolarlardaki “hook” lar uzatılmış üst birinci molarlardaki transpalatal barların yerleştirilebilmesi için gerekli olan “sheath” opsiyonel hale getirilmiştir. Molar braketlerine ark telinin yerleştirilmesini kolaylaştıran “hinge cap” (menteşeli kapak sistemi) eklenmiştir.
- **7.Jenerasyon (1990’dan günümüze):** Üst eğik düzlem eşkenar dörtgen şeklindedir ve braketler kısa “hook”lar içermektedir. Her “hook” kolay bağlama için daha fazla girinti ve çıkıntıya sahiptir. Premolar braketlerinin mesio-distal çapı genişletilmiş ve bu sayede daha iyi angulasyon ve rotasyon kontrolü sağlanmıştır. Molar braketlerinde “terminal sheath” ya da “hinge cap” mevcuttur. Braket tasarımı her diş için aynı olup braketlerin boyutları, torku, angulasyonu ve kalınlığı birbirinden farklıdır.

2.7.2. Lingual Ortodontide Hasta Seçimi

Lingual ortodontide hasta seçimi çok önemlidir. Takemoto ’ya göre olgular; ideal, zor ve kontrendike olarak sınıflandırılmaktadır (Scuzzo ve Takemoto, 2003).

• İdeal olgular;

Diastemaya sahip hastalar,

Sınıf II üst premolar çekimli vakalar,

Düşük açılı vertikal patern ve derin kapanışa sahip olgular,

Sınıf I hafif çapraşıklığa sahip hastalar.

• Zor olgular;

Yüksek açılı vertikal paterne sahip hastalar,

Ortognatik cerrahi vakaları,

Açık kapanışı olan olgular,

4 adet premolar çekimli olgular,

Posterior çapraz kapanışa sahip hastalar.

• Kontrendike olgular;

Şiddetli periodontal hastalığa sahip olgular,

Çok kısa klinik kuren boyuna sahip hastalar,

Şiddetli temporomandibular düzensizliğe sahip olgular.

2.8. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar

2.8.1. Gerilme (Stres)

Dış kuvvetlerin etkisi altında olan bir cismin herhangi bir kesit yüzeyi boyunca dağılmış olan iç kuvvetin birim alana isabet eden değerine gerilme (stres) denir. Kesit yüzeyi üzerindeki gerilme vektörünün yüzey normali doğrultusundaki bileşkesi normal gerilme olarak tanımlanır ve “ σ ” ile gösterilir. Normal gerilmeler; cisimde uzamaya yol açtığında çekme gerilmeleri, cisimde kısalmaya yol açtığında ise basınç gerilmeleri olarak adlandırılır. Yüzey üzerindeki bileşke ise kayma gerilmesi adını alır ve “ τ ” ile gösterilir (Phillips, 1991).

Cisimler genellikle karmaşık yüklerin etkisi altında kalırlar ve bu nedenle gerilme kesit yüzeyi boyunca değişim gösterir. Kesit yüzeyi üzerindeki her noktada ayrı bir gerilme durumu mevcuttur ve normal gerilme ile kayma gerilmeleri çoğu zaman aynı anda oluşur (Phillips, 1991). Böyle durumlarda kesit yüzeyinin herhangi bir noktasındaki eşdeğer gerilme durumu von Mises vb. kriterler kullanılarak tanımlanır. Her noktada en yüksek ve en düşük normal gerilmeleri de bulmak mümkündür. Bu gerilme değerleri cismin o noktasının gerilme açısından ne kadar kritik olduğunu belirlemekte kullanılır.

Koordinat eksenleri ile ilişkilendirilerek gerilme tensörü tanımlanır. Bu durumda normal gerilmeler “ σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz} ” sembolleriyle, kesme gerilmeleri “ $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ ” şeklinde gösterilir. Üç boyutlu bir gerilme elemanın x, y ve z düzlemlerinin her birine bir normal, iki kesme gerilmesi etki eder. Dolayısıyla bir üç boyutlu elemanın gerilme durumu, üç normal ve altı kesme gerilmesi ile tanımlanır (MacGregor ve diğerleri, 1980).

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değeri bütün kesme gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur ve bir elemanın bu konumda üzerinde oluşan normal gerilmelere “asal gerilme” (principal stress) denir. Maksimum asal gerilme “ σ_1 ”, orta dereceli asal gerilme (intermediate principal stress) “ σ_2 ”, minimum asal gerilme (minimum principal stress) “ σ_3 ” simgesi ile gösterilir. Analiz

sonuçlarında artı değerler çekme gerilmelerini, eksi değerler ise sıkışma gerilmelerini belirtmektedir. Bir gerilme elemanında hangi gerilme tipi mutlak değer olarak daha büyükse, o eleman büyük olan gerilme tipinin etkisi altındadır. Diş ve kemik gibi kırılğan yapıların gerilmeleri değerlendirilirken asal gerilmeler göz önüne alınmaktadır (Ünal, 2000). Herhangi bir kuvvet, kırılğan bir materyale uygulandığında oluşan gerilme değeri cismin en yüksek çekme dayanıklılık değeri veya en yüksek sıkışma dayanıklılık değeri aşarsa materyalde kalıcı deformasyon meydana gelir. Von Mises gerilmesi, çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır (Şekil 2.4.).

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Şekil 2.4. Von Mises gerilmesinin hesaplanması.

2.8.2. Gerilme Tipleri

Kuvvet bir yapıya herhangi bir açı veya doğrultudan yönelebilir ve çoğu zaman bir yapıda karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelebilir. Kuvvetlerin bileşenleri stresin türünü belirler. Alana dik yönde olanlar dik (normal) stres bileşenleri yaratırlar. Alana teğet olanlar ise kayma-makaslama (shear) bileşenlerini yaratırlar. Dik stresler çekme veya sıkıştırma niteliğine sahiptirler. Kayma-makaslama stresleri ise sonuç itibariyle aynı etkiyi gösterdiği için bunlarda nitelik ayrımı yapılmaz. Aynı çizgi üzerinde birbirinden ayrı yönde 2 kuvvet seti yapıda çekme oluşturur. Bu kuvvetler aynı çizgi üzerinde birbirine doğru ise yapıda basma oluşur. Çekme uygulandığında yapıdaki moleküller dağılmaya karşı direnç göstermelidir. Basma uygulandığında moleküller birbirlerine karşı çok yaklaşmaya direnç göstermelidir. Materyalin deformasyona karşı direnci katı yapıların

elastikiyetinin temel kalitesini gösterir (Caputo ve Standlee, 1987, Craig ve Hanks, 1993, Çağlar, 2003, Korkmaz, 1995).

2.8.3. Gerinim (Strain)

Her tip stres yapıda deformasyon oluşturabilir. Gerçekte var olan tüm cisimler üzerine etki eden kuvvetler karşısında şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Çekme kuvvetinden oluşan deformasyon uygulanan kuvvet yönünde cismin uzamasıdır. Basma kuvvetinde oluşan deformasyon ise uygulanan kuvvet yönünde cismin kısılmasıdır. Makaslama kuvvetinde oluşan deformasyon ise öncekine göre göreceli olarak cismin bir parçasında açıda değişim olarak tanımlanabilir (Caputo ve Standlee, 1987). Strain, yapı bir strese maruz kaldığında yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimidir. Gerinimin bir ölçü birimi yoktur. Ancak gerinim, deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir (Zaimoğlu ve diğerleri, 1993).

Gerinim, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür. Yani stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik gerinim ise malzeme içindeki atomların daimi bir şekilde yerlerinden oynamasıdır. Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvveti aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir (Çağlar, 2003, Zaimoğlu ve diğerleri, 1993).

2.8.4. Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Elastisite modülü, "E", elastik sınırın altındaki yüklemeler için gerinim ve gerilme arasındaki bağlantıyı verir. Bir gerilmeye ne kadar küçük gerinim karşılık geliyorsa elastisite modülünün değeri o kadar büyük olur. Örneğin, eğer bir tel veya benzeri bir cismin bükülmesi zor ise bunda görünür bir deformasyon yaratmak için büyük bir gerilme uygulanması gerekir. Bu tip bir malzemenin yüksek bir elastisite modülü vardır (Richmond ve diğerleri, 2005).

2.8.5. Poisson Oranı

Bir yönde birim şekil değişikliğine maruz kalan her cisim, buna dik yönlerde Poisson oranı ile belirlenen miktarda aynı tür şekil değiştirme gösterir. Poisson oranı 0-0.50 arasında bir değerdir ve ayırt edici mekanik bir özelliktir. Bu oran genellikle 0.25-0.35 aralığında değişir (Ulusoy, 2006).

2.9. Gerilme Analiz Yöntemleri

Gerilme analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek gerilmelerin incelendiği bir uygulamadır. Gerilme analizi analitik, sayısal ve deneysel olarak yapılabilir. Analitik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Sayısal modellemeler, sonlu elemanlar modeli benzeri yöntemleri kapsar. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (Caputo ve Standlee, 1987). Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulama sırasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek için gerilme analizleri yapılması gereklidir (Knoell, 1977).

Tüm yapısal analizler ve tasarımlar uygulanacak kuvvet ve bu kuvvete dayanması gereken materyalin mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Ağız içinde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerden dolayı, oral dokular tarafından aşırı derecede karmaşık yapısal cevaplar oluşturulur. Oluşan gerilmelerin hesaplanması, restoratif materyaller ve oral dokuların özelliklerinin bilinmesi ile yalnızca sayısal ve deneysel gerilme analiz teknikleri ile yapılabilir.

Dental yapıların karmaşık geometrileri ve fizyolojileri nedeni ile diş hekimliğinde birçok biyomekanik çalışmalar in-vitro olarak yapılmaya çalışılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan dental materyallerin, dişlerin ve fizyolojik olayların fonksiyon sırasındaki fiziksel ve mekaniksel olayların özelliklerini inceleyebilmek amacıyla fonksiyonel gerilmelerin ölçülebildiği farklı analiz yöntemleri vardır (Borchers, ve Reichart, 1983, Ulusoy ve Aydın, 2003):

1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
2. Kırılabilir vernik ile kaplama tekniği
3. Holografik interferometri (lazer ışını ile stres analiz yöntemi)
4. Termografik stres analiz yöntemi
5. Gerinim ölçer stres analiz yöntemi (strain-gauges)
6. Radyoteleometri
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (finite element stress analysis)

2.10. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (Finite Element Stress Analysis)

Sonlu elemanlar yöntemi sonsuz sayıda serbestlik derecesini sonlu sayıya indirmekte ve çözüm işlemini kolaylaştırmaktadır. Uygulamalar asıl olarak katı mekanikleri için ortaya çıkmış olsa da, benzer basit matematiksel tabana sahip birçok farklı alanda da bu yöntem kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizinin birincil hedefi bir yapıdaki stres ve sapmaları yaklaşık olarak hesaplamaktır (Weaver ve Johnston, 1984).

Sonlu elemanlar metodu fikrinin temelinde devam eden fonksiyonların yerine parça parça yaklaşımların yapılması yatmaktadır, genellikle bunlar polinomdur. Sonlu elemanlar metodunun hızlı dijital bilgisayarlarla geliştirilip başarıya ulaşması yeni sayılsa da parça parça yaklaşımların yapılması çok eskiye dayanmaktadır. Uygulamalı matematikte kullanılan diferansiyel denklemlerin çözümünde kullanılan sonlu elemanlar çözümlerinin dayanak aldığı fikirler, denklemlerin ortaya çıkarılmasında kullanılan fikirlerden daha eskidir (Davies, 1986).

Sonlu elemanlar metodu yeni bir metot değildir, ilk defa 1950 'lerde tanıtılmış ve günümüze kadar geliştirilerek, ilerleyerek kullanılmıştır. Şimdi ise pek çok mühendislik problemini çözmek için yaygın kullanılan ve endüstrinin pek çok

alanında kabul görmüş çok sofistike bir araçtır. Örneğin uçak endüstrisinde, yeni bir uçağın yapısal sağlamlığı ve performansı prototipinin yapılmasında yıllar önce sonlu elemanlar modeliyle bütünüyle analiz edilip değerlendirilebilmektedir. Bu örnekte yapısal sağlamlık sistemi bir bütün olarak incelemeyi mümkün kılmıştır, bunlara motor bloğundaki ve pistonlardaki sıcaklık dağılımı ve bunun sonucu oluşacak sıcaklık stresleri de dâhildir (Fagan, 1999).

Sonlu elemanlar stres analizinin yokluğunda karmaşık mühendislik problemlerinin çözümünde çok zorlanılmaktaydı. Mühendisler problemlerin çözümünü bulabilmek için çok yoğun çabalar harcayarak problemleri formülleştirebilseler dahi, sonuçta ortaya çıkan matematiksel denklemleri çözmek neredeyse imkânsızdı. Bu yöntemlerle mühendisler ancak sıradan geometriye sahip basit problemleri en basit sınır koşullarında çözebilmekteydiler (Brauer, 1993).

Diş Hekimliğinin farklı branşlarında sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Meriç ve diğerleri, farklı implant destekli sabit parsiyel protezlerin kemik yapı üzerinde oluşturduğu gerilmeleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir (Meriç ve diğerleri, 2011). Nagahara ve diğerleri, diş sıkma alışkanlığına bağlı olarak temporomandibular ekleminde oluşan gerilme miktarını ve lokalizasyonunu tespit etmek için üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanmışlardır. Bu çalışmalarında alt çeneyi toplam 31,879 adet dörtgen elemana bölmüşler ve 40,136 adet düğüm noktası oluşturmuşlardır. Oluşturulan mandibular modele gerekli kas kuvvetlerini yüklemişler ve en fazla baskının kondil yüzeyinde, daha sonra da azalan sırayla artiküler disk ve glenoid fossada oluştuğunu bulmuşlardır (Nagahara ve diğerleri, 1999). Mohammed Ibrahim ve diğerleri, dental implant dizaynında kullanılan şekil, çap ve uzunluk gibi faktörlerin stres dağılımına etkilerini sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir (Mohammed Ibrahim ve diğerleri, 2011).

Ortodontide sonlu elemanlar modellemeleri ve simülasyonları yıllardır kullanılmakta ve biyomekanik fenomenlerin açıklanmasında kullanılmaktadır. Uygulanan ortodontik kuvvetler periodontal ligamentte stres ve gerinim meydana getirmektedir. Bu da sıkışma tarafında rezorpsiyon, gerilim tarafında ise kemik

apozisyonuna sebep olmaktadır. Sonlu elemanlar metodu diş hareketlerini modellemek için kullanılabilir. Ortodontik diş hareketleri genellikle rezistans merkezi ve dönme merkezi ile karakterizedir. Rezistans merkezi matematiksel analiz için harekete direncin odaklanabildiği noktadır. Dönme merkezi ise bir objenin hareketini etrafında gerçekleştirdiği noktadır. Sonlu elemanlar tekniği ile diş hareketi simüle edilebilir. Tedavi planlaması için bu simülasyonların sonuçları kullanılabilir. Ortodontik ataçmanların etrafındaki stres dağılımlarının değerlendirilmesinde de sonlu elemanlar metodu kullanılmaktadır (Mackerle, 2004).

2.11. Ortodontide Sonlu Elemanlar Stres Analizi

2.11.1. Fonksiyonel Tedavi Mekanikleri

2.11.1.1.Headgear

Holberg ve diğerleri, orta yüz ve kranial tabandaki suturlarda, ortopedik headgear uygulanması ile oluşan gerinimleri sonlu eleman analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Suturlarda oluşan mekanik sinyallerin büyümeyi etkileyebilecek yeterlilikte olup olmadığını ortaya koymak için bu çalışma gerçekleştirilmiştir. Yapılan analizlerin sonucunda uygulanan ortopedik kuvvetlerin suturlarda oluşturduğu mekanik sinyallerin sutural gelişimi etkilemek için gerekli eşiğin çok altında olduğu bulunmuştur. Ortopedik headgearın sutural gelişim üzerine etki ederek değil, dentoalveoler etkiler ile klinik etkinlik gösterdiği belirtilmektedir. Çeşitli araştırmacıların da yaptıkları çalışmalarda, headgearların iskeletsel değil dental etkileri olduğu vurgulanmıştır (Holberg ve diğerleri, 2008).

2.11.1.2.Chin Cup (Çenelik)

Başçiftçi ve diğerleri, 2008 'de yaptıkları çalışmada farklı kuvvet vektörleri ile chin cup tedavisinin biyomekanik değerlendirmesini yapmışlardır. Mandibulanın ve temporamandibular eklemün üç boyutlu sonlu eleman modelleri oluşturulmuştur. Araştırmada 500 gr. 'lık kuvvet, çeneden mandibular kondil, koronoid process ve koronoid processin önünden geçecek şekilde ayrı ayrı modeller üzerinde

oluşturulmuştur. Mekanik cevaplar yer değiştirme ve von Mises stresleri olarak değerlendirilmiştir. Kuvvetin farklı yönlerde uygulanması farklı stres bölgeleri ve farklı yer değiştirmelere sebep olmaktadır, bunlar chin cup 'in ortopedik etkisini değiştirmekte; dolayısıyla dikkate alınmalıdır. Kondil tepesinden geçen kuvvet vektörü çok ufak, neredeyse yok denecek büyüklükte, bir stres oluşturmıştır. Bu vektör her yerde aşağı ve geriye yer değiştirme sağlayan tek vektör olmuştur. Koronoid process veya önünden geçen vektörler yüksek stres seviyeleri meydana getirmiş ve yukarı geriye doğru yer değişikliği sağlamıştır. Bu vektörde uygulanan kuvvetler Sınıf III maloklüzyonu bulunmayan açık kapanış vakalarında tercih edilebilir (Başçiftçi ve diğerleri, 2008).

2.11.1.3.Maksiller Protraksiyon

Tanne ve Sakuda yaptıkları çalışmada ortopedik maksiller protraksiyonla kraniyofasiyal bölgede oluşan biyomekanik ve klinik değişiklikleri araştırmışlardır. Lateral sefalometrik filmlerden ve genç kuru kafadan elde ettikleri analitik model üzerinde sonlu elemanlar analizi yapmışlardır. Çalışmada 6 adölesan bireye 500 gr. 'lık protraksiyon kuvveti uygulanmış ve bunlar sefalometrik olarak değerlendirilerek birbiri ile karşılaştırılmıştır. Araştırmanın sonucunda maksillo-mandibular ilişkinin düzelmesinde anlamlı bir fark bulunmuştur; ancak maksiller büyümenin, kontrol grubu ortalama büyümesi ile karşılaştırılması sonucu, maksiller büyüme ve öne yer değiştirmenin istatistiksel olarak anlamsız olduğu görülmüştür. Araştırmacılar tedaviyi kısa sürede kestiklerini, çapraz kapanış düzeltilse de iskeletsel etkinin elde edilmesi için tedaviye devam edilmesi gerektiğini ve uzun süreli tedaviler ile yeni araştırmalar yapılmasını önermişlerdir (Tanne ve Sakuda, 1991).

Tanne ve diğerleri, araştırmalarında anterior yönlü ekstraoral kuvvetlerin kraniyofasiyal yapı üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir. Çalışmada 1000 gr. 'lık kuvvet maksiller birinci molarlar hizasından oklüzal düzleme paralel olarak ve de oklüzal düzlemde aşağı doğru 30° açı yapacak şekilde uygulanmıştır. Nazomaksiller kompleks ve çevresinde yüksek stres seviyeleri görülmüştür ancak her iki sistemde de stres dağılımları farklılık göstermiştir. Aşağı doğru uygulanan kuvvet sonucunda daha homojen bir stres dağılımı görülmüştür, bu

da ortopedik kuvvetlerin yönünün stres dağılımlarını etkilediğini ortaya koymaktadır (Tanne ve diğerleri, 1989).

Yu ve diğerleri, 2007 yılında yayınlanan çalışmalarında maksiller protraksiyonun, rapid palatal ekspansiyon uygulanarak ve uygulanmadan, yapılmasını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlar. Maksillaya 500 gr. 'lık bir protraksiyon kuvveti oklüzal düzlem ile aşağı doğru 20° açı yapacak şekilde 1.premolar bölgesi üzerinden geçecek şekilde oluşturulmuştur. Rapid palatal ekspansiyon için Hyrax tipi bir aparey sağ ve sol birinci premolarlar ve birinci molarlara uygulanmış maksillayı bir bütün haline getirmiş ve protraksiyon kuvveti bu aparey üzerinden verilmiştir. Vidanın her dönüşünün suturu 0.2 mm. açtığı, her gün 2 defa vidanın çevrildiği ve 15 gün sonra suturun her iki tarafta 3 'er mm. toplamda 6 mm. açıldığı farz edilerek model hazırlanmıştır. Stres analizi yapılmış ve maksillanın yer değişiminin miktarı hesaplanmıştır. Stres analizi için asal stres maksimum gerilme ve gerinim kuvvetleri olarak ikiye bölünmüş, maksilla çevresindeki suturlardaki stres dağılımları incelenmiştir. Yer değişikliği miktarı ise ortodontide ortopedik aygıtların etkinliğinde genellikle kullanılan Anterior Nasal Spine (ANS), A noktası, Prosthion, Posterior Nasal Spine (PNS) noktalarının hareketlerinin incelenmesi ile değerlendirilmiştir. Her noktadaki bu yer değişikliği ANSYS 5.3. programı kullanılarak karşılaştırılmıştır (ANSYS, Canonsburg, Philadelphia, A.B.D.). Midpalatal sutur açıldığında maksilla çevresindeki suturlarda daha az sıkıştırıcı daha fazla gerici stres oluşmuş, en fazla stres ise zigomatikomaksiller suturda görülmüştür. Maksillanın ve zigomatik arkın yukarı ve öne rotasyonunun sutur açıldığında daha az olduğu, öne, vertikal ve lateral yönde ise yer değiştirmelerinin daha fazla olduğu görülmüştür. Suture açıldığında frontal ve lateral yer değiştirmenin yukarıdan aşağıya ve arkadan öne doğru maksillada zigomatikomaksiller suture paralel olacak şekilde daha fazla yer değişikliği görülmüştür. RPE yapılması ile midpalatal suturun açılması, protraksiyon kuvvetinin oklüzal düzlemin altından, maksillanın rezistans merkezinden ve birinci premolarların apikalinden geçecek şekilde ayarlanması ile maksillanın normal öne ve aşağı büyümesinin sağlanabileceği söylenmektedir (Yu ve diğerleri, 2007).

2.11.1.4. Aktivatör

Ulusoy ve Darendeliler, Sınıf II maloklüzyonlarda kullanılan aktivatör ve aktivatör-“high pull” headgear uygulamalarının mandibula üzerindeki etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir. Her iki fonksiyonel ortopedik aygıtla mandibulada aynı bölgelerde gerilme ve gerinim oluşmuş, gerilmelerin ve gerinimlerin büyüklüklerinin de aynı olduğu görülmüştür. İstirahatteki mandibula ile her iki aygıtın karşılaştırılmasında, gerilme ve gerinme bölgelerinin aynı olduğu ancak aygıt uygulandığında bu değerlerin büyüklüklerinin istirahatteki mandibula üzerindeki kuvvetlerden daha fazla olduğu bulunmuştur. Koronoid yapı ve angulus mandibula, kasların yapıştığı yerler olduğundan dolayı bu bölgelerde gerilmeni en yoğun olduğu görülmüştür. Fonksiyonel aygıtların en fazla koronoid yapıda gerilim ve gerinime neden olduğu ve koronoid yapıyı anterior ve lateral yönde değişime zorladığı tespit edilmiştir. Her iki aygıt da dişler üzerinde aynı etkileri oluşturmuş, aygıtların uyguladığı kuvvetlerden en fazla kesici dişler ve alt ikinci molarlar etkilenmiştir. Her iki aygıt da mandibula üzerinde aynı gerilim dağılımına sebep olmuştur. Aygıtlar uygulandığında mandibula üzerinde istirahate göre daha fazla gerilme ve gerinim oluşmuştur (Ulusoy ve Darendeliler, 2008).

Singh ve diğerleri, yaptıkları çalışmada Sınıf II Divizyon 1 maloklüzyona sahip 46 çocuk, 53 adolesan bireye “Twin-block” apareyi uygulamıştır. Bu çalışmada “finite element scaling analizi” kullanılmış ve lokalize mandibular değişimler incelenmiştir. Pre-pubertal, pubertal dönemde olanlar ve kızlar, erkekler olmak üzere 4 grup oluşturulmuştur. Analiz sonucu “Twin-block” apareyi ile kondiler kartilajda değişimler elde edildiğine, ramus ve korpusta remodelasyon olduğuna ve osteojenik depozisyon meydana geldiğine kanaat getirilmiştir (Singh ve Clark, 2001).

2.11.1.5. Sabit Fonksiyonel

Panigrahi ve Vineeth, 2009 yılında yayınladıkları çalışmalarında sabit fonksiyonel apareylerin kraniyofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar modeli oluşturarak incelemişlerdir. Çalışmada sabit fonksiyonel apareylerin 150-200 gr. (1.47-1.98 N) arasında değişen kuvvetler uyguladıkları belirtilmiş,

dolayısıyla 2 N 'luk kuvvet uygulanması kararlaştırılmıştır. Stres dağılımları analiz edilmiş, sonuçlar tablolar ve resimlerle gösterilmiştir. Sabit fonksiyonel apareylerin uygulanmasıyla elde edilen yer değiştirme değerleri ağırlıklı olarak dentoalveoler bölgelerde bulunmuştur. Mandibular kesici dişlerin öne ve aşağı yer değiştirmeleri en belirgin dentoalveoler etkidir, bunu mandibular molarların yer değişimi takip etmektedir. Mandibula öne ve aşağı rotasyon göstermiş, pterygoid plak ve maksiller dişler headgerda olduğu gibi posterior ve superior yer değiştirme göstermişlerdir. ANS hariç tüm dentoalveoler bölgede gerilim stresleri görülmüştür. En yüksek gerilim ve von Mises stresleri kondil boynu ve kondil başında bulunmuştur (Panigrahi ve Vineeth, 2009).

2.11.2. Sabit Tedavi Mekanikleri

Kojima ve Fukui, 2008 'de yayınlanan araştırmalarında transpalatal arkin (TPA), mesial hareketle oluşan molar hareketini etkilerini sonlu elemanlar simülasyonu ile incelemişlerdir. Araştırmada sonlu elemanlar metodu ile ankraj dişinin mesial kuvvetler karşısında hareketini TPA varlığında ve yokluğunda değerlendirmişlerdir. İlk hareket sırasında periodontal ligamentte meydana gelen stres üzerine TPA 'nın bir etkisi olmamıştır, TPA olması ile olmaması durumunda aynı stresler görülmüştür. Mesial kuvvet TPA 'dan bağımsız olarak ankraj dişlerde devrilmeye sebep olmuştur. TPA varlığında ve yokluğunda oluşan devrilme dereceleri neredeyse aynıdır. TPA 'nın kullanılmadığı durumda ankraj dişler oklüzal düzlemde rotasyon yapmış ve transvers harekette bulunmuştur. Araştırmanın sonucunda TPA 'nın ilk harekette hiç bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Ortodontik diş hareketi sırasında ankrajın mesiale hareketini önlemede TPA 'nın neredeyse hiçbir etkisi yoktur; ancak TPA, ankraj dişinin rotasyonunu ve transvers hareketini önlemiştir (Kojima ve Fukui, 2008).

Motoyoshi ve diğerleri, 2002 yılında yayınladıkları çalışmada mandibular ekspansiyon ile oluşan ark genişliği ve ark çevresini üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile deneysel olarak incelemişlerdir. Araştırmanın amacı mandibular lateral genişletme ile meydana gelen ark çevresi genişliğindeki artışı hesaplamaktır. Üç boyutlu simülasyona göre modelde kanin-birinci premolar arası 1.43 mm., iki tarafta toplam 2.86 mm., yer

açılması gözlenmiştir. Birinci moların mesio-lingual tüberkülü 3.88 mm. laterale hareket ederek intermolar genişlikte 7.76 mm. genişleme meydana getirmiştir. Bu değerler ark genişliğinde meydana gelen 1 mm.'lik genişletmenin ark çevresinde 0.37 mm. artış sağladığını ortaya koymaktadır. Ark genişliğinde unilateral olarak meydana gelen 1 mm.'lik genişleme, diş ekseninde yaklaşık olarak 2.6° 'lik değişikliği sonucu meydana gelmiştir. Bu sonuçlar, mandibular ekspansiyonun etkilerinin klinik olarak tahmin edilebilmesini sağlamak açısından değerlendirilebilir (Motoyoshi ve diğerleri, 2002).

Baek ve diğerleri, 2008 'de yayınlanan çalışmalarında Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerde multiloop edgewise arkların, mandibular dişlenme üzerine ilk uygulandıklarında oluşturdukları etkileri incelemişlerdir. Düz ideal bir ark teli ile multiloop edgewise ark telinin mandibular dişlenmede distal en masse hareketler açısından karşılaştırılması amaçlanmıştır. 0,018"x0,025" standart edgewise braket ve 0,016"x0,022" paslanmaz çelik ideal arklar kullanılmıştır. Sınıf III intermaksiller elastikler (iki tarafta 300 'er gr. olmak üzere) ve 5° tip-back bükümleri (birinci premolardan ikinci molara) her iki arka da mandibular dentisyonun distal kütleli hareketi için uygulanmıştır. Stres dağılımları ve mandibular dentisyonun yer değişimleri incelenmiştir. "Multiloop" edgewise arklar kullanıldığında dişlerin yer değişimindeki düzensizliklerin daha az olduğu ve bireysel diş hareketlerinin daha uniform ve dengeli olduğu görülmüştür. Yine "multiloop" edgewise arklarla dişlerin vertikal yer değiştirmeleri ve rotasyonları minimal olmuştur; dolayısıyla bu arkların kullanımının mandibular dentisyonun distal kütleli harekette avantajlı olduğu görülmektedir (Baek ve diğerleri, 2008).

2.11.3. Rapid Palatal Ekspansiyon (RPE)

Gautam ve diğerleri, yaptıkları çalışmada rapid palatal ekspansiyon ile kraniyofasiyal suturlardaki stres dağılımlarını ve kraniyofasiyal yapılarıdaki yer değişimlerini sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir. Rapid palatal ekspansiyon molar ve kanin bölgesinde bir genişleme sağlamaktadır. Maksillanın öne ve aşağı yer değiştirmesi ile hafif Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerde bir iyileşme sağlanabileceği belirtilmiştir. Maksillanın aşağı yer değiştirmesi ve geri rotasyonu ise

aşırı ön yüz kısalığı bulunan bireylerde dikkate alınmalıdır (Gautam ve diğerleri, 2007).

Işeri ve diğerleri, 1998 yılında yayınlanan çalışmalarında rapid palatal ekspansiyonun kraniyofasiyal iskelet üzerine biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir. Rapid palatal genişletme uygulanması ile elde edilen en fazla genişleme dentoalveoler bölgelerde görülmüş, genişlemenin yukarıya doğru azaldığı belirtilmiştir. Burun tabanı bölgesinde nazal kavitenin belirgin bir şekilde genişlediği görülmüştür. Pariyetal, frontal ve oksipital kemiklerde bir yer değişikliği görülmemiştir. Yüksek stres bölgeleri; maksillanın molar ve kanin bölgesinde, inferior nazal boşluğun lateral duvarında, zigomatik ve nazal kemiklerde görülmüş, en yüksek stres ise sphenoid kemiğin pterygoid plakalarının kafa kaidesine yakın bölgelerinde yoğunlaşmıştır (Işeri ve diğerleri, 1998).

Provatidis ve diğerleri, 2008 yılında yayınlanan çalışmalarında rapid maksiller ekspansiyonun in vivo, in vitro ve sonlu elemanlar analiz yöntemi ile kraniyofasiyal etkilerini incelemişlerdir. Çalışmanın in vivo kısmında, farklı maloklüzyonlara sahip, ortodontik tedavilerinde RPE kullanılmış olan 49 hasta (ortalama yaşları 13 yıl 4 ay olan, yaşları 11 yıl ile 15 yıl 8 ay arasında olan) değerlendirilmiştir. Araştırmanın in vitro safhasında ise sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan kuru kafa kullanılmıştır. Kuru kafa özel olarak yapılan bir aparatla masaya sabitlenmiştir. Hyrax vidalı RPE apareyi birinci premolar ve birinci molar bölgesine simante edilerek uygulanmıştır. Kuru kafanın alveoler soketlerinin ölçüleri alınarak bu bölgelere uygun dişler laboratuvarında sıcak akrilik kullanılarak hazırlanmıştır. Kuru kafada Hyrax vidası sadece 7 defa çevrilebilmiştir, her çevirme 0.25 mm. 'ye karşılık gelmektedir, dolayısıyla 1.75 mm.'lik bir genişletme gerçekleştirilebilmiştir. Aynı kuru kafanın sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Midpalatal sutur için üç durum belirtilmiştir, (1) ossifiye olmamış, (2) kısmen ossifiye olmuş, ve (3) ossifiye olmuş. Bu çalışmada ossifiye olmuş ve ossifiye olmamış modelleme değerleri kullanılmış ve sonlu elemanlar analizleri bu iki duruma göre yapılmıştır. In vitro ve ossifiye olmamış midpalatal suturla yapılan sonlu elemanlar analizi ile maksillanın her iki yarısının piramidal bir şekilde ayrıldığı görülmüştür. Bu piramidin tabanı insizal bölgede, tepesi ise maksillanın posterior bölgesinde bulunmaktadır. Vertikal olarak ise ayrılma,

dentisyonun olduğu bölgeden yukarı çıktıkça azalacak şekilde gerçekleşmiştir. Piramidal şekilde gerçekleşen genişleme midpalatal sutur boyunca direnç derecelerinin farklı olması ile açıklanmaktadır. Önemli bir bölüm midpalatal suturun frontal kısmıdır, özellikle transseptal liflerin olduğu bölgededir. Sutural ossifikasyonun derecesinin kraniyofasiyal sistemdeki yer değiştirmelerin dağılımını belirgin bir şekilde etkilediği bildirilmiştir. Maksiller ekspansiyonun gerçekleşebilmesi için midpalatal suturun ossifiye olmaması gerekmektedir. Rapid palatal ekspansiyon yapılırken diğer suturlardan farklı olarak zigomatik ark seviyesindeki zygomatikomaksiller suturların, kraniyofasiyal sistemin ekspansiyon kuvvetlerine karşı cevabını etkilediği rapor edilmiştir (Provatidis ve diğerleri, 2008).

Jafari ve diğerleri, 2003 yılında yaptıkları çalışmada rapid palatal ekspansiyon uygulanması ile kraniyofasiyal yapılarda meydana gelen yer değişimlerini ve stres dağılımlarını incelemişlerdir. Nazal septumun anteroinferiorunda 1.077 mm. ile en fazla yer değişikliği görülmüştür. En fazla lateral yer değiştirme üst orta keserler bölgesinde 5.313 mm. olarak bulunmuştur (Jafari ve diğerleri, 2003).

2.11.4. Mini-vida / Mini-implant

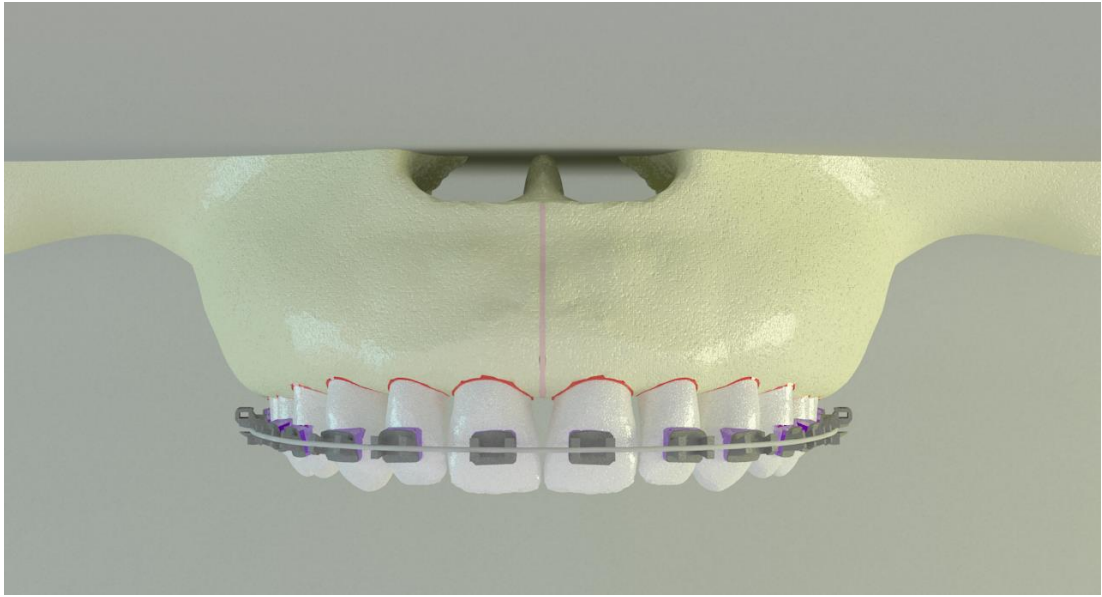
Gracco ve diğerleri, 2009 yılında yayınlanan çalışmalarında farklı mini-vida uzunlukları ve farklı kemik/vida arasındaki osseointegrasyon dereceleriyle ortodontik ankraj amacıyla maksillaya yerleştirilen mini-vidaların çevresinde oluşan stres dağılımının nasıl etkilendiğini incelemişlerdir. Deneysel ve numerik yöntemlerle incelemeler gerçekleştirilmiştir. Fotoelastik analizlerin sonucunda ilk ortodontik kuvvet yüklemeleriyle stres dağılımının çok değişmediği gösterilmiştir. Sonlu elemanlar simülasyonları 14 mm. uzunluğundaki vidalara 2 N 'luk ortodontik kuvvet uygulanmasının kritik bir durum yaratacağını ortaya koymuştur. Araştırmacılar optimal mini-vida uzunluğu olarak 9 mm. 'yi önermişlerdir. Bu uzunluktaki bir vida ile düşük stres değerlerinin oluştuğunu ve anatomik bölgelere zarar verilmesi riskinin de daha düşük olduğunu belirtmişlerdir (Gracco ve diğerleri, 2009).

2.11.5. Ortognatik Cerrahi

Erkmen ve diğerkleri, araştırmalarında bilateral sagittal split ramus osteotomisi sonrasında uygulanan farklı fiksasyon yöntemlerini üç boyutlu sonlu elemanlar analizini kullanarak karşılaştırmışlardır. Mandibulada bilateral sagittal split ramus osteotomisi ile 5 mm.'lik bir osteotomi boşluğu oluşturulmuştur. Mandibulada ayrılan segmentler 4 farklı rijit fiksasyon uygulaması ile fıkse edilmiştir. Çiğneme kuvveti olarak posteriordan 500N'lık bir kuvvet uygulanmıştır. Araştırmanın sonucunda triangular konfigürasyonda yerleştirilen 2 mm. 'lik lag screw 'lar bilateral sagittal split ramus osteotomisi yapılan hastalarda yeterli stabiliteyi sağlamakta, hiç rotasyon hareketi göstermeden osteotomi bölgesinde en az stresi oluşturmaktadır (Erkmen ve diğerkleri, 2005).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda tam maksiller modelde 0.018” Ni-Ti ark telinin tüm maksiller dişler üzerinde labial ve lingual yüzeylerde konumlandırılmış braketler üzerinden yapıda oluşturduğu stres değerleri, dağılımı, yoğunlaşma bölgeleri ve dişlerdeki yer değiştirme miktarları incelenmiştir (Şekil 3.1.). Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan katı maksiller üç boyutlu model.

Üç boyutlu ağ yapısının 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, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile üç boyutlu tarama cihazından (Şekil 3.2.), Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N Seattle, Washington, 98103, A.B.D.) üç boyutlu modelleme yazılımından, VR-Mesh Studio (VirtualGrid Inc., Bellevue City, Washington, A.B.D.) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, Pennsylvania, 15238-2932, A.B.D.) analiz programından yararlanılmıştır.

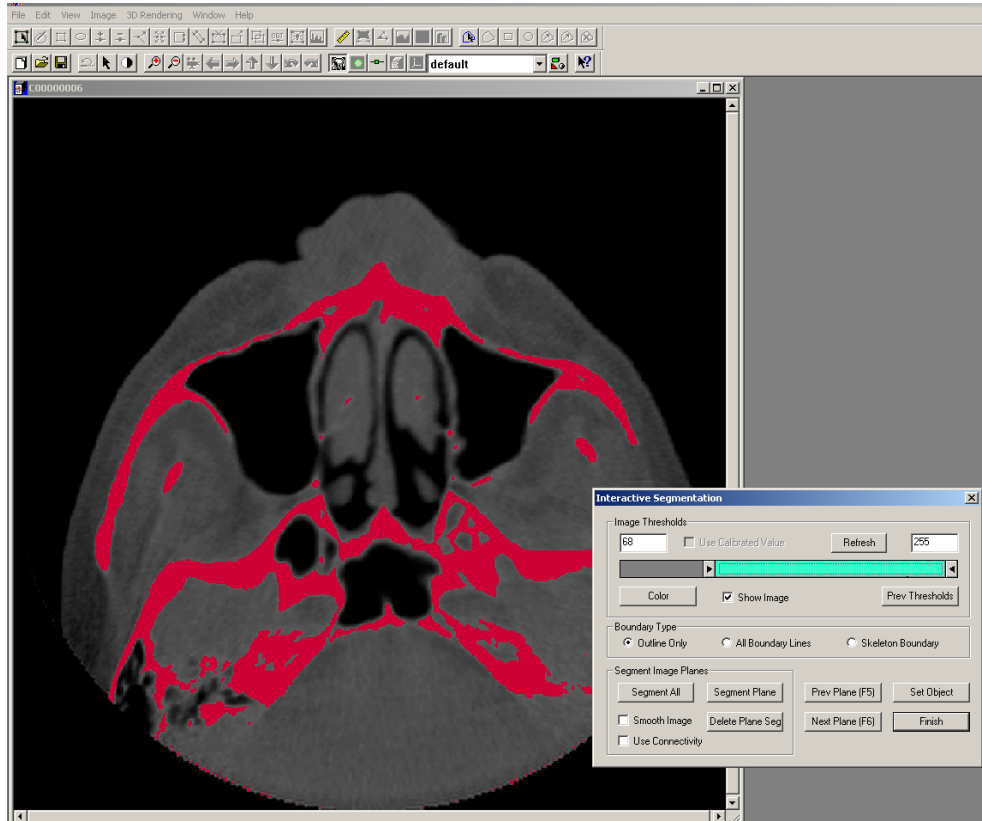


Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan Activity 880 optik tarayıcı ve üç boyutlu tarama cihazı.

3.1. Modelleme

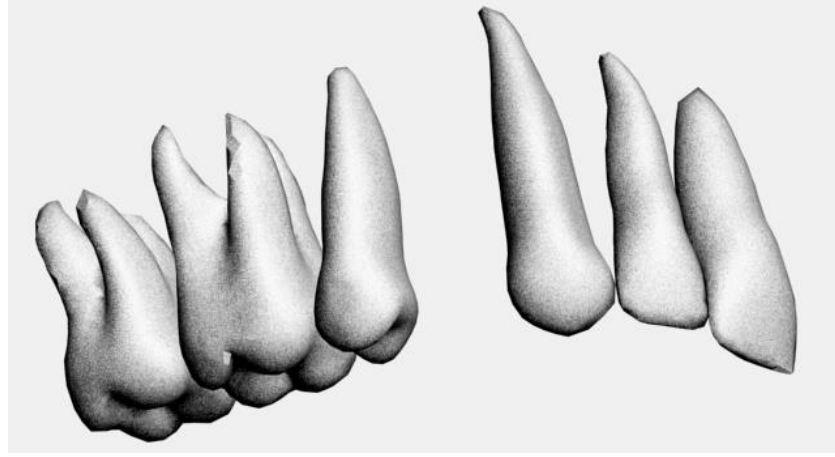
Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin bir hastanın çene kemiği, Konik Hüzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, A.B.D.) tarandı. Taramada 120 kilovolt peak (KVp), 3.8 miliamper (mA) 'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edilmiştir. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm. kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, Digital imaging and communications in medicine (DICOM) 3.0 formatında aktarılmıştır. Aktarılan kesitler Three dimensional (3D)-Doctor yazılımına alındı. 3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

Çekilen filmler, 3D-Doctor yazılımına atılmış ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile kemik dokusu ayrıştırılmıştır (Şekil 3.3.). Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmiş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl (Stereolithography) formatında aktarılmıştır.



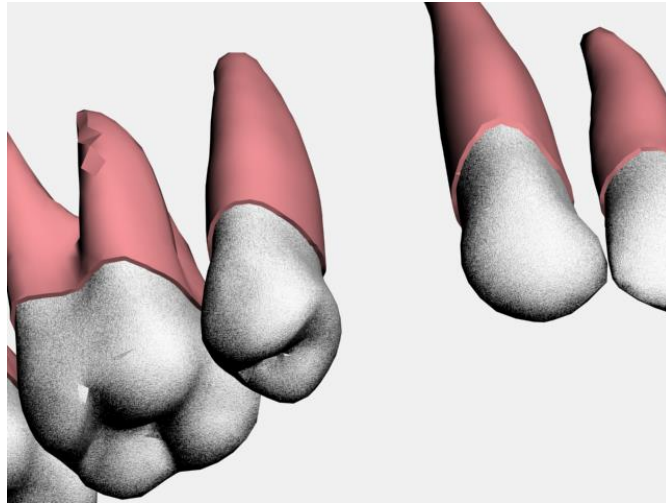
Şekil 3.3. Kemik dokunun 3D-Doctor yazılımında ayrıştırılma işlemi.

Diş modelleri Wheeler atlasındaki anatomik bilgilere dayanılarak alçıdan yapılan modellerin üç boyutlu Smart Optics tarayıcısı ile taranmasıyla elde edilmiştir (Şekil 3.4.).



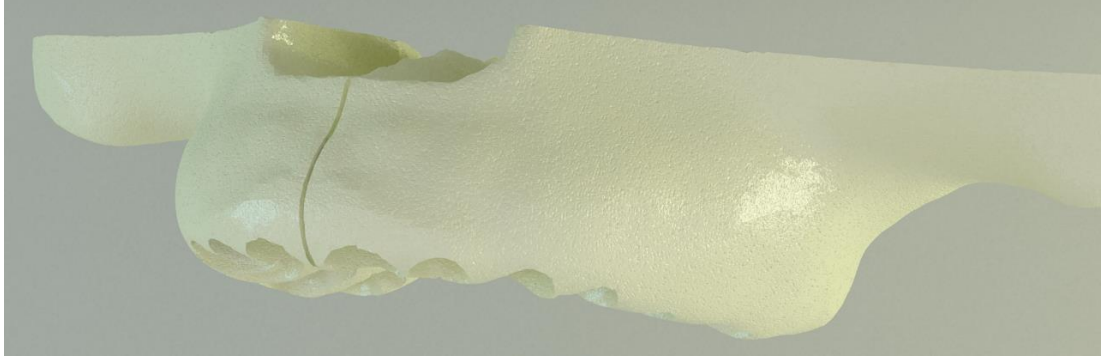
Şekil 3.4. Diş modellerinin elde edilmesi.

Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının slice işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden 0.15 mm.'lik offset komutu ile periodontal ligament (PDL) elde edilmiştir (Şekil 3.5.).



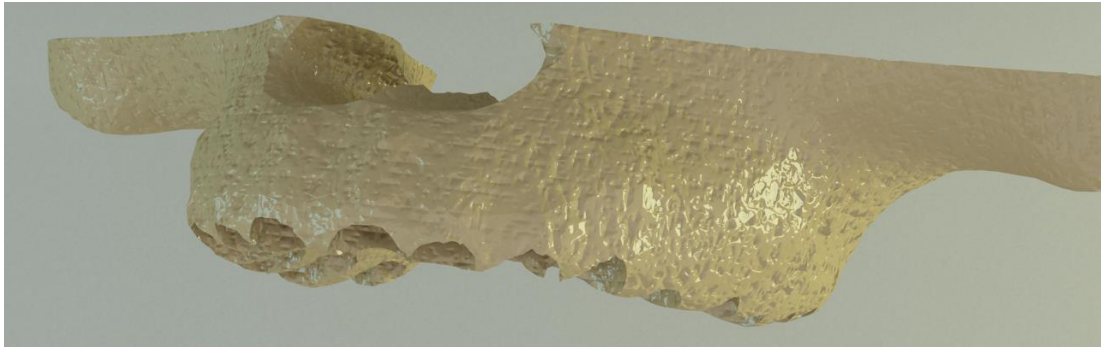
Şekil 3.5. Periodontal ligamentin modellenmesi.

PDL dokularının Rhinoceros yazılımında kortikal kemikten boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edilmiştir (Şekil 3.6.).



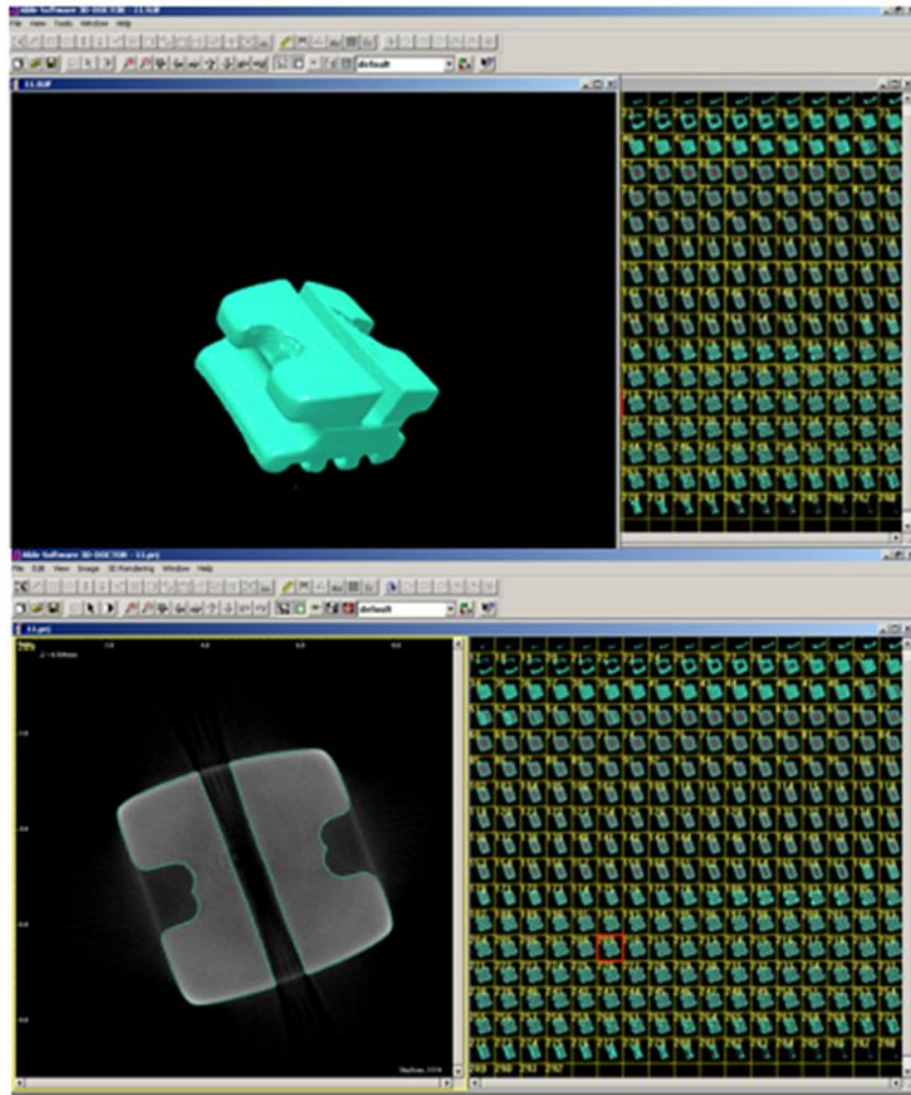
Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan katı maksiller modelde kortikal kemik ve diş soketleri.

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiyoz kemik elde edilmiş ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır (Şekil 3.7.).



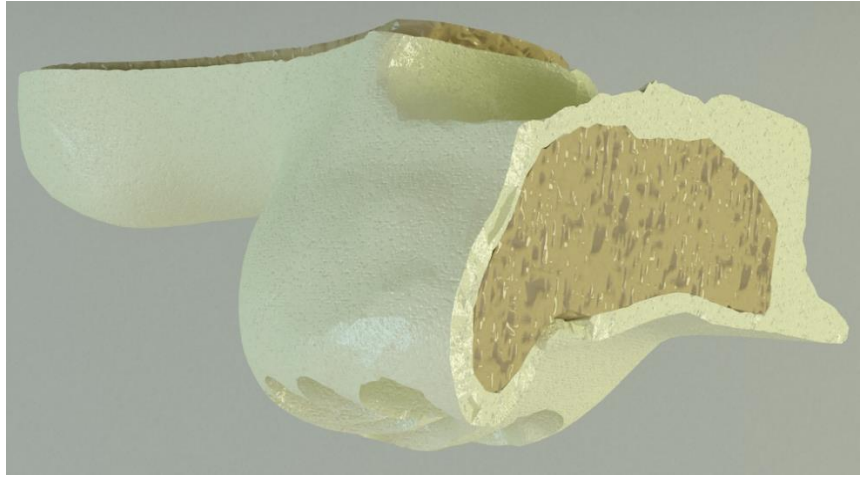
Şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan katı maksiller modelde spongiyoz kemik.

Çalışmamızda Ormco firmasının 0.018'' slota sahip Roth sistem braketleri (Mini 2000 Brackets, Ormco Corporation, 1717 W Collins Ave, Orange, California 92867, A.B.D.), lingual teknik için ise 0.018'' slota sahip In-Ovation L braketleri (Dentsply, Co., 221 W. Philadelphia Street, York, Pennsylvania, A.B.D.) kullanılmıştır. Bu braketler Skyscan 1172 Micro-Computerized Tomography (CT) cihazında taranmıştır. Elde edilen kesit görüntüler 3D-Doctor yazılımında rekonstrükte edilmiştir. Elde edilen nokta bulutu .stl formatında kaydedilmiştir. Bu formattaki dosyalar VR-Mesh yazılımında açılmış ve gerekli modifikasyonların yapılmasıyla analize hazır hale getirilmiştir (Şekil 3.8.). Rhinoceros yazılımında braket taramaları üzerinde detay çözümlemeleri, diş ve tel uyumlamaları yapılmıştır.



Şekil 3.8. Braketlerin modellenmesi.

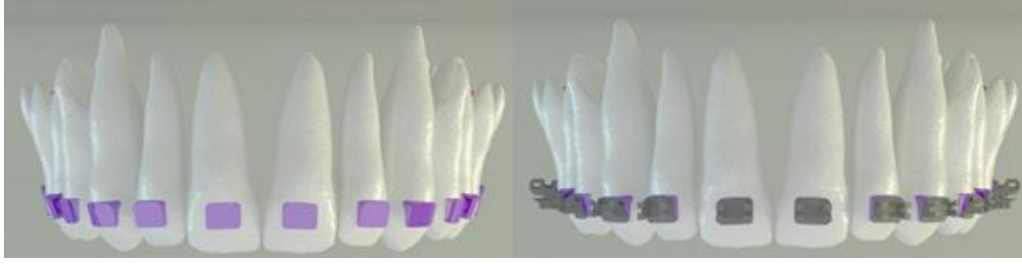
Bu şekilde maksillada kortikal kemik, spongiyoz kemik, PDL, dişler, braketlerin yapıştırılmasında kullanılan adeziv, braketler ve teller gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşınmıştır. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller üç boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır (Şekil 3.9-3.18).



Şekil 3.9. Katı maksiller modelde kortikal ve spongiyoz kemik.

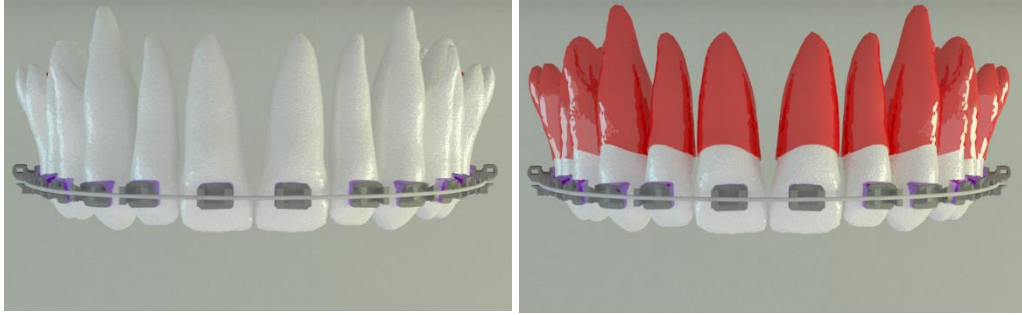


Şekil 3.10. Çalışmamızda kullanılan maksiller dişler.



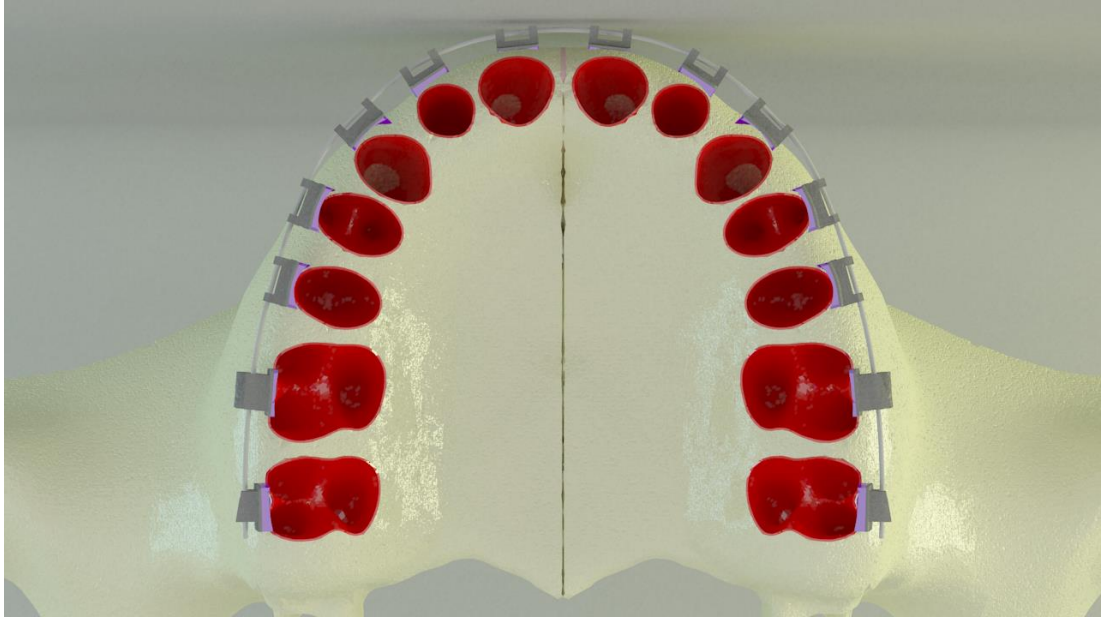
Şekil 3.11. Adeziv.

Şekil 3.12. Adeziv üzerine yerleştirilmiş
braketler.

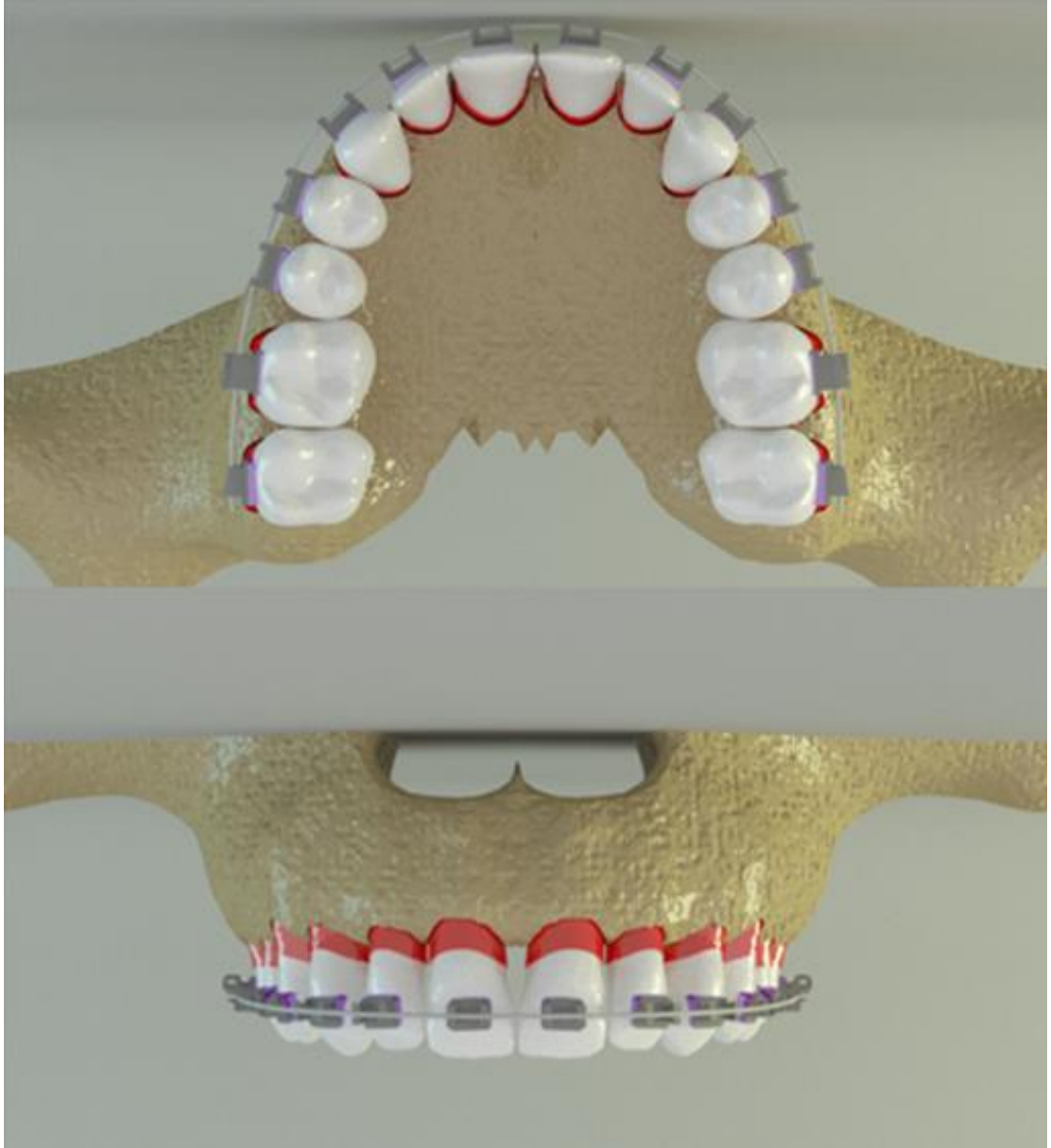


Şekil 3.13. Ortodontik ark teli.

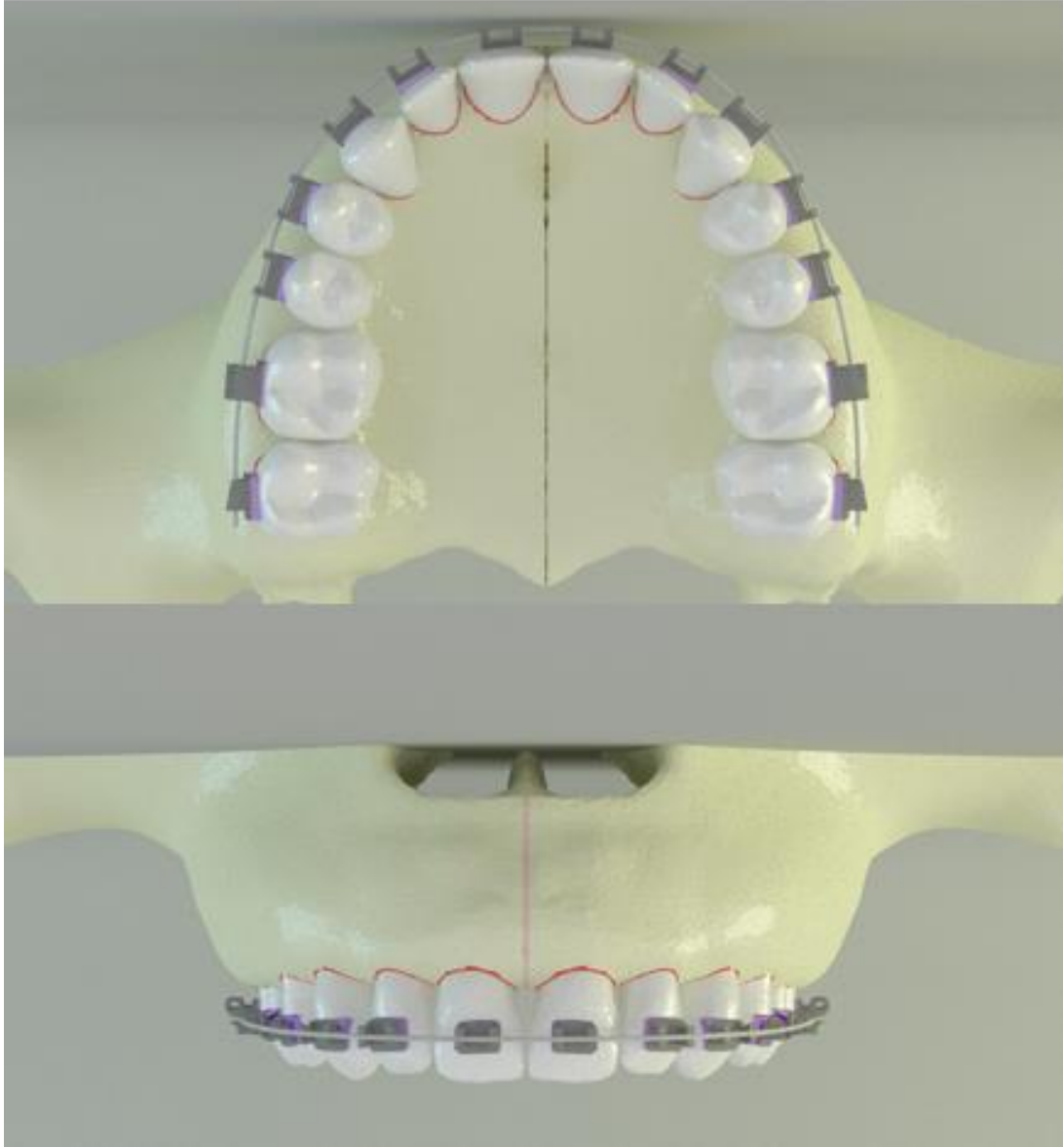
Şekil 3.14. Periodontal ligament.



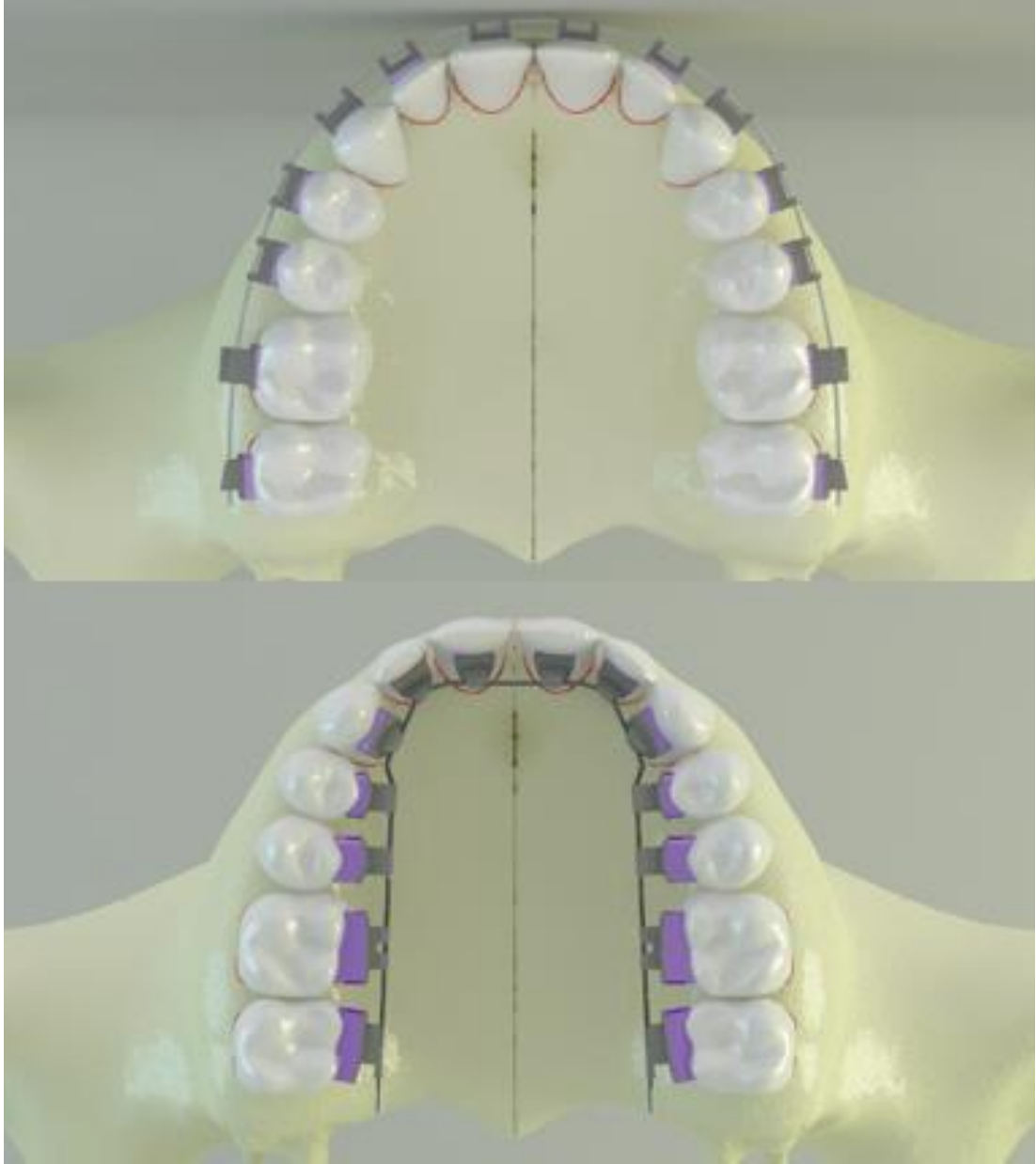
Şekil 3.15. Maksiller modelin dişler olmaksızın oklüzalden görünümü.



Şekil 3.16. Maksiller modelin kortikal kemik olmaksızın oklüzalden ve cepheden görünümü.



Şekil 3.17. Maksiller modelin oklüzalden ve cepheden görünümü.



Şekil 3.18. Maksiller dişlere labial ve lingualden uygulanan sabit ortodontik tedavi mekanizmaları.

3.2. Materyal Özellikleri

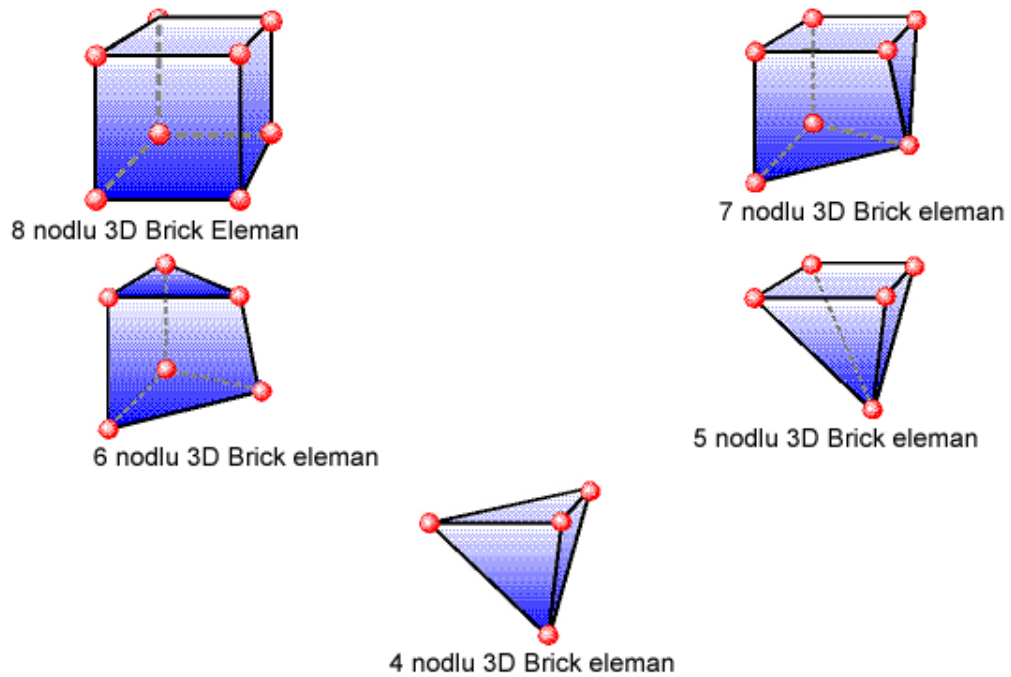
Modeller, VR-Mesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, .stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., A.B.D.) yazılımına aktarılmıştır. .Stl formatı üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. .Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.1.) (Ferreira ve diğerleri, 2012, Field ve diğerleri, 2009, Liang ve diğerleri,2009).

Tablo 3.1. Analizde kullanılan materyallerin Elastisite Modülleri ve Poisson Oranları.

	Elastisite Modülü Megapaskal (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	1.37×10^4	0.26
Spongiyoz Kemik	1.37×10^3	0.30
Dişler	1.96×10^4	0.30
Adeziv	2.14×10^3	0.31
Ligatür Teli / Braket	21×10^4	0.30
Ark Teli (Nitinol)	33×10^3	0.30

3.3. Sınır Koşulları ve Senaryoların Oluşturulması

Rhinoceros 'ta yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır. Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmıştır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşmadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3.19.). Senaryolarda kullanılan eleman ve düğüm sayısı Tablo 3.2. 'de gösterilmiştir.



Şekil 3.19. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde kullanılan nodlu elemanlar.

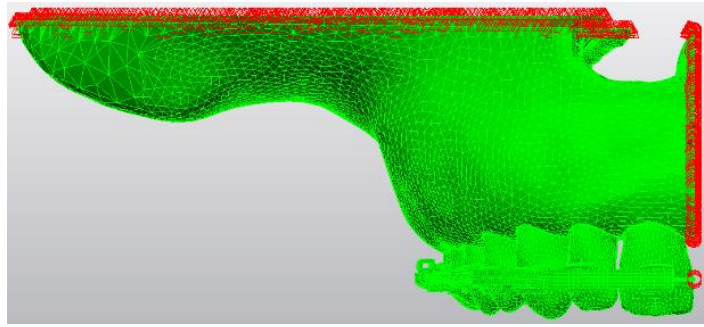
Tablo 3.2. Senaryolarda kullanılan eleman ve düğüm sayıları.

	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
Vestibül	306195	67274
Lingual	308403	67708

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Lineer elastisite; yapının deformasyon veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

3.3.1. Sınır Koşulları

Model çene kemiğinin üst bölgesinden her Degree of freedom (DOF) 'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3.20.).

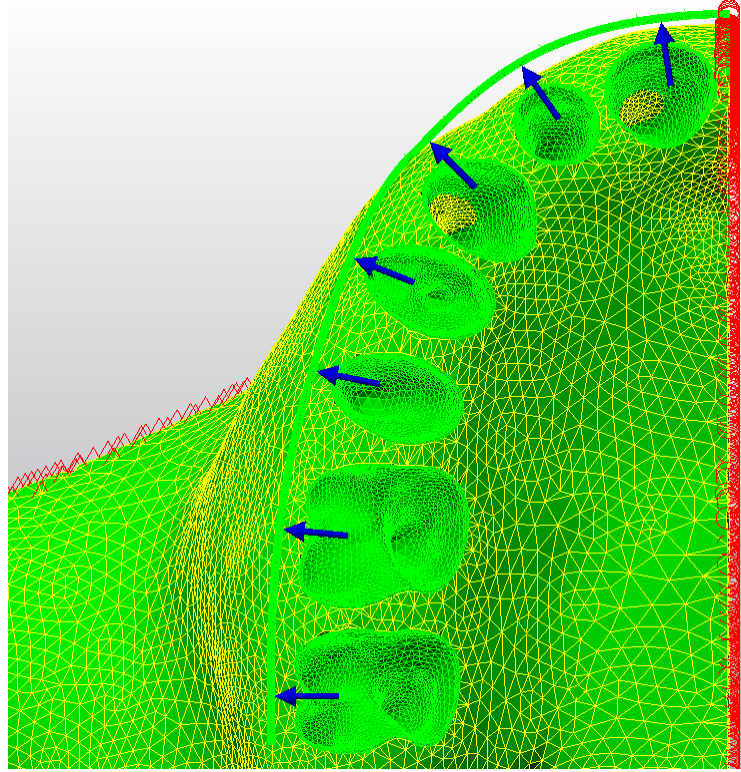


Şekil 3.20. Maksiller modelin sabitlendiği bölgeler.

3.3.2. Senaryoların Oluşturulması

Birinci senaryoda hazırlanan maksiller modeldeki dişlerin labial yüzeylerine, braketler dişlerin klinik kuronlarının ortalarında olacak şekilde konumlandırılmıştır. Kullanılan 0.018'' Ni-Ti ark teli tel ligatürler ile braket slotlarına yerleştirilmiştir. İkinci senaryoda ise braketler maksiller dişlerin lingual yüzeylerine yine dişlerin tam ortalarında olacak şekilde konumlandırılmıştır ve 0.018'' Ni-Ti ark teli tel ligatürler ile braket slotlarına yerleştirilmiştir. Her iki senaryoda da ark teli ile braketler arasında 0.1 sürtünme katsayısı tanımlanmış ve braketlerin ortalarından dışarıya doğru 1 mm. yer değiştirme kuvveti uygulanarak analiz yapılmıştır (Şekil 3.21.). Labial ve lingual ortodonti ile maksiller komponentlerde meydana gelen stresler ve dişlerde meydana gelen yer değiştirme miktarları incelenmiştir. Ayrıca, dişlerin "X, Y ve Z" eksenlerinde ki yer değiştirmeleri de değerlendirilmiştir. "X, Y ve Z" eksenlerini

koordinat sisteminde birbirlerine dik olarak alınmıştır, “X” eksenini bukkolingual yöndeki hareketi (‘-’ bukkal, ‘+’ palatinal), “Y” eksenini mesio-distal yöndeki hareketi (‘-’ mesial, ‘+’ distal), ve “Z” eksenini vertikal yöndeki hareketi (‘-’ ekstrüzyon, ‘+’ intrüzyon) temsil etmektedir.



Şekil 3.21. Kuvvet uygulama doğrultusu.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyanslı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

4. BULGULAR

Tezde kullanılan ortodontik tedavi aygıtları, kemik yapı ve dişler üzerinde oluşan gerilme dağılımları aşağıdaki sıra ile bulgulanmıştır.

4.1. Vestibül yüzeyden çelik ligatürleme ile yapılarda oluşan gerilme dağılımları ve dişlerdeki hareket miktarları

4.2. Lingual yüzeyden çelik ligatürleme ile yapılarda oluşan gerilme dağılımları ve dişlerdeki hareket miktarları

4.1. Vestibül yüzeyden çelik ligatürleme ile yapılarda oluşan gerilme dağılımları ve dişlerdeki hareket miktarları

4.1.1. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri

Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.1.).

Santral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,68 kilopaskal (KPa) düzeyinde minimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,17 KPa ‘lık gerilme gözlemlenmiştir.

Lateral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,86 KPa düzeyinde minimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,06 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

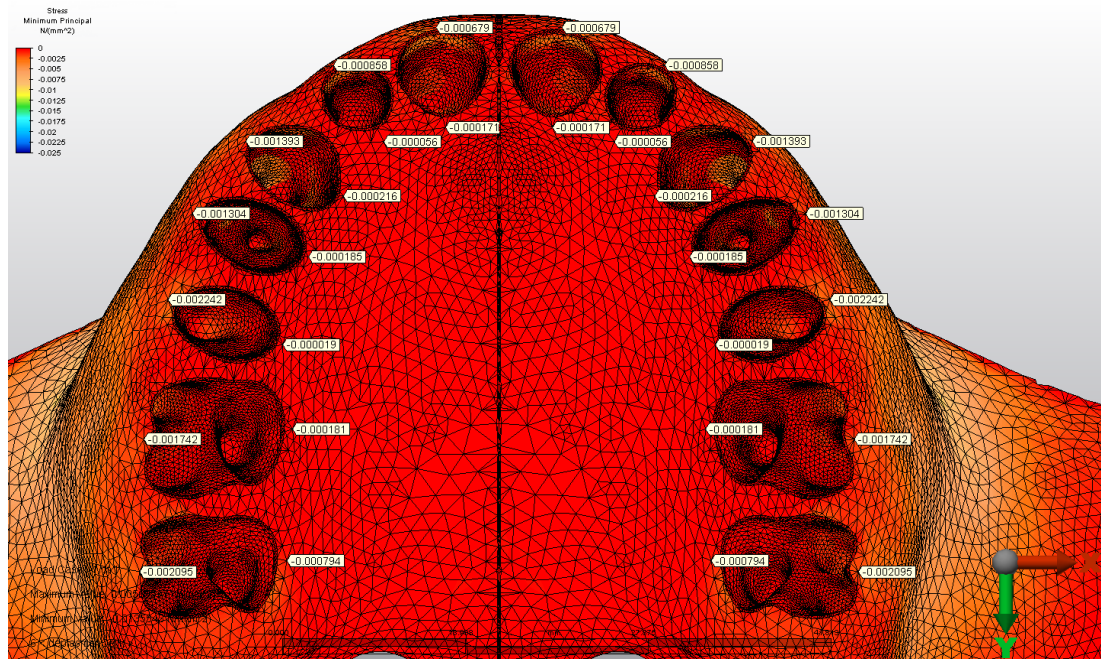
Kanin diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -1,39 KPa düzeyinde minimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,22 KPa ‘lık gerilme ölçülmüştür.

Birinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -1,30 KPa düzeyinde minimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,19 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

İkinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -2,24 KPa düzeyinde minimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,02 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.

Birinci molar diş alveol soketinin vestibül bölgesinde -1,74 KPa düzeyinde minimum asal gerilme saptanırken, aynı diş soketinin palatinal bölgesinde -0,18 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

İkinci molar diş alveol soketinin vestibül bölgesinde -2,10 KPa düzeyinde minimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş soketinin palatinal bölgesinde -0,79 KPa 'lık gerilme gözlemlenmiştir.



Şekil 4.1. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri.

4.1.2. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri

Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.2.).

Santral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,03 KPa düzeyinde minimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,17 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.

Lateral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,20 KPa düzeyinde minimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,25 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

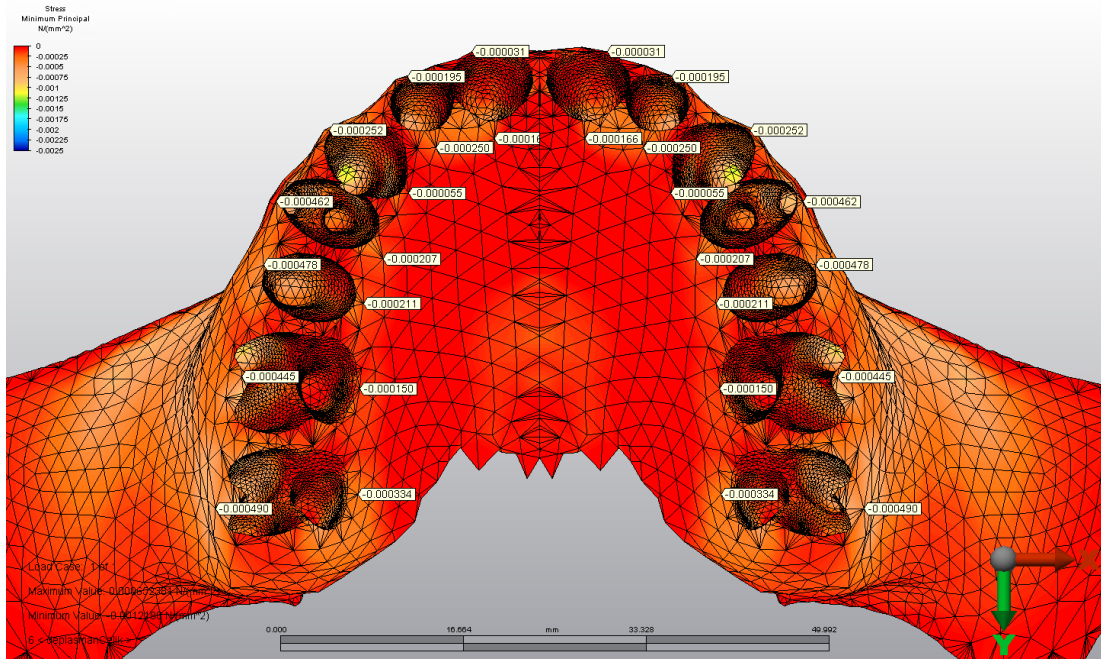
Kanin diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,25 KPa düzeyinde minimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,06 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

Birinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,46 KPa düzeyinde minimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,21 KPa ‘lık gerilme ölçülmüştür.

İkinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,48 KPa düzeyinde minimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,21 KPa ‘lık gerilme gözlemlenmiştir.

Birinci molar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,45 KPa düzeyinde minimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,15 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

İkinci molar diş alveol soketinin vestibül bölgesinde -0,50 KPa düzeyinde minimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş soketinin palatinal bölgesinde -0,33 KPa 'lık gerilme ölçülmüştür.



Şekil 4.2. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyöz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri.

4.1.3. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri

Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.3.).

Santral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 9,88 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 10,26 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

Lateral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 8,21 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 5,88 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

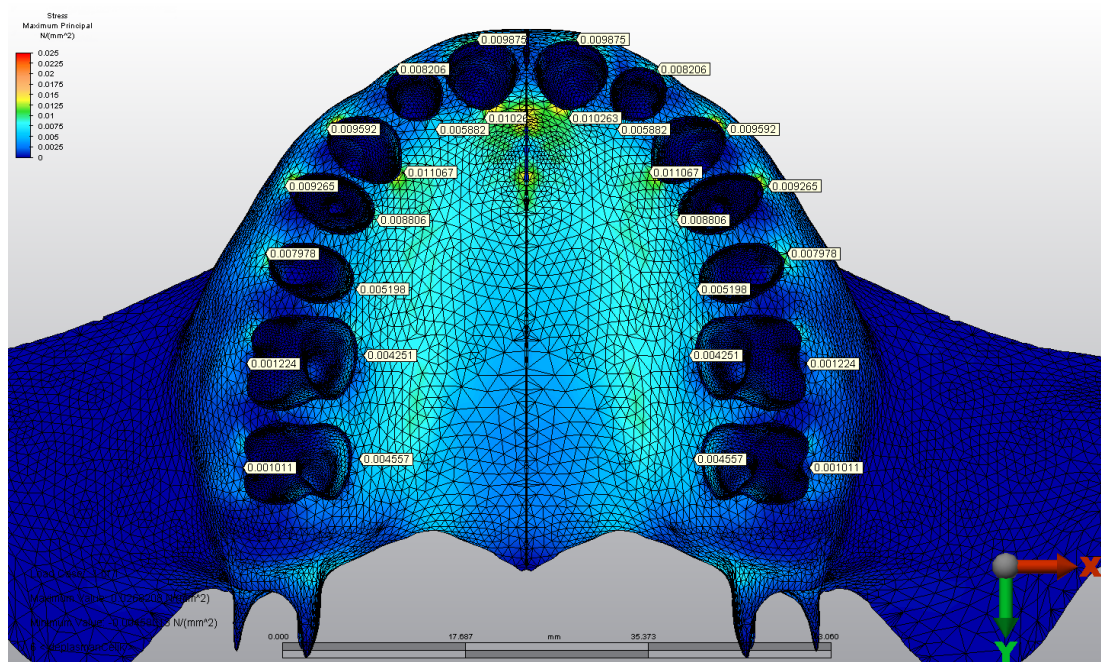
Kanin diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 9,59 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 11,07 KPa ‘lık gerilme ölçülmüştür.

Birinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 9,27 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 8,81 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.

İkinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 7,98 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 5,20 KPa ‘lık gerilme gözlemlenmiştir.

Birinci molar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 1,22 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 4,25 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

İkinci molar diş alveol soketinin vestibül bölgesinde 1,01 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş soketinin palatinal bölgesinde 4,56 KPa ‘lık gerilme ölçülmüştür.



Şekil 4.3. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri.

4.1.4. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri

Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.4.).

Santral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,60 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,85 KPa ‘lık gerilme ölçülmüştür.

Lateral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,57 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,80 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.

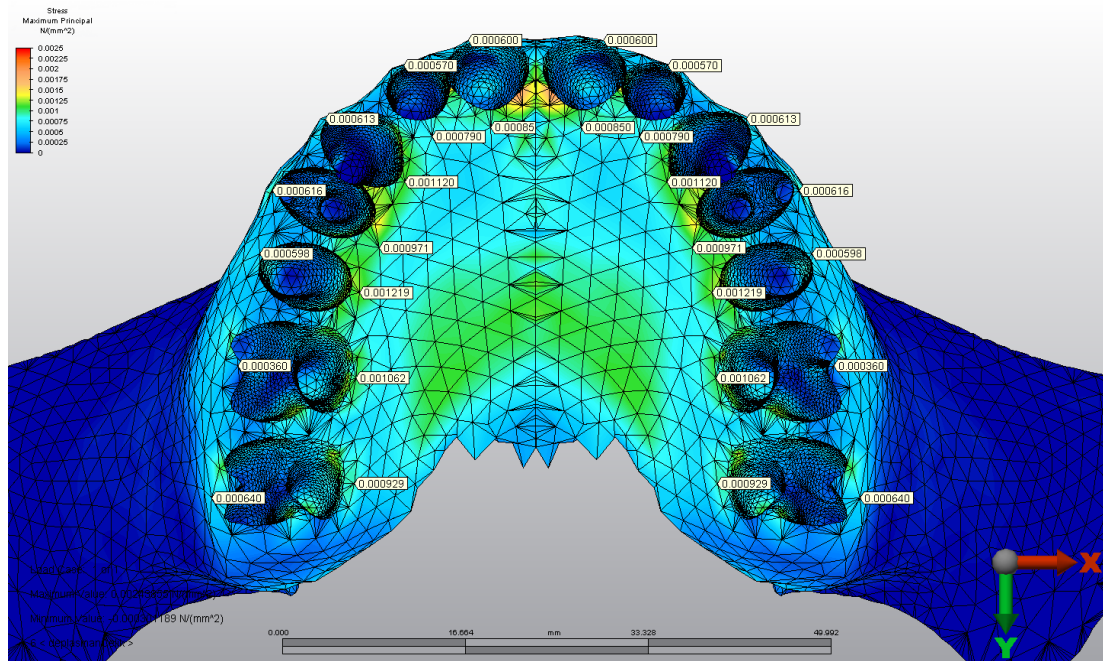
Kanin diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,61 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 1,12 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

Birinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,62 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,97 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

İkinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,60 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 1,22 KPa ‘lık gerilme gözlemlenmiştir.

Birinci molar diş alveol soketinin vestibül bölgesinde 0,36 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş soketinin palatinal bölgesinde 1,06 KPa ‘lık gerilme ölçülmüştür.

İkinci molar diş alveol soketinin vestibül bölgesinde 0,64 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş soketinin palatinal bölgesinde 0,93 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.



Şekil 4.4. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri.

4.1.5. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri

Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.5.).

Santral diş kuronunda 66×10^{-3} mikrometre (μm) yer değiştirme hesaplanırken, aynı dişin kökünde $4,6 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme hesaplanmıştır.

Lateral diş kuronunda 61×10^{-3} μm yer değiştirme ölçülürken, aynı dişin kökünde $5,3 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme ölçülmüştür.

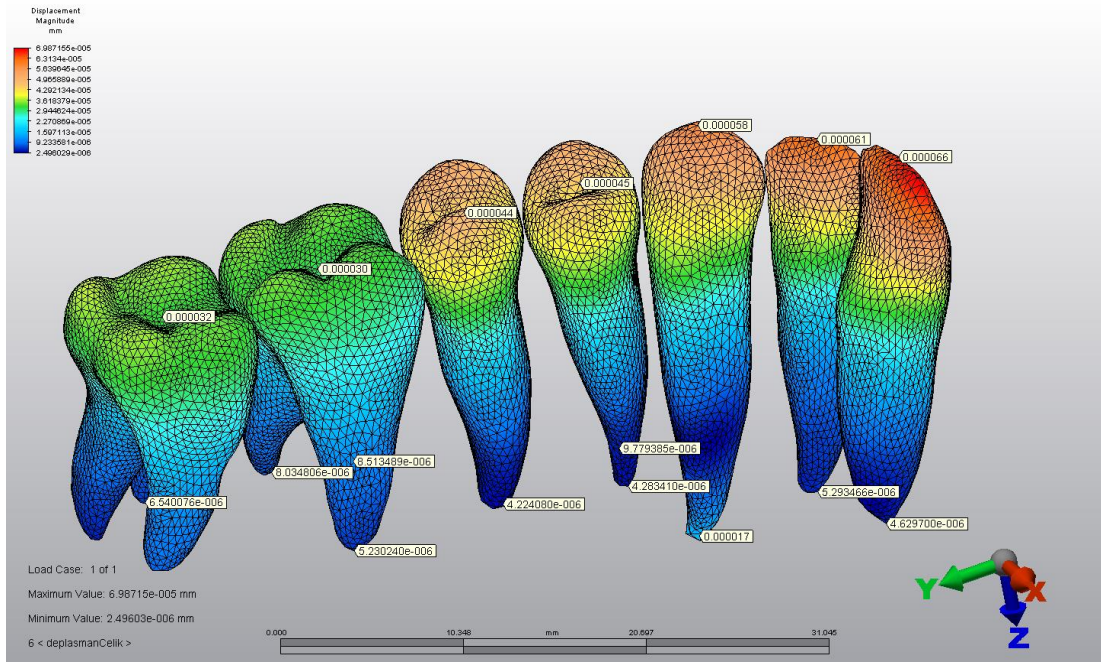
Kanin diş kuronunda 58×10^{-3} μm yer değiştirme saptanırken, aynı dişin kökünde 17×10^{-3} μm yer değiştirme saptanmıştır.

Birinci premolar diş kuronunda 45×10^{-3} μm yer değiştirme bulgulanırken, aynı dişin bukkal kökünde $4,3 \times 10^{-3}$, palatinal kökünde $9,8 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme bulgulanmıştır.

İkinci premolar diş kuronunda 44×10^{-3} μm yer değiştirme gözlemlenirken, aynı dişin kökünde $4,2 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme gözlemlenmiştir.

Birinci molar diş kuronunda 30×10^{-3} μm yer değiştirme ölçülürken, aynı dişin mesiobukkal kökünde $8,5 \times 10^{-3}$, distobukkal kökünde 8×10^{-3} , palatinal kökünde $5,2 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme ölçülmüştür.

İkinci molar diş kuronunda 32×10^{-3} μm yer değiştirme saptanırken, aynı dişin mesiobukkal kökünde $8,5 \times 10^{-3}$, distobukkal kökünde 8×10^{-3} , palatinal kökünde $6,5 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme saptanmıştır.



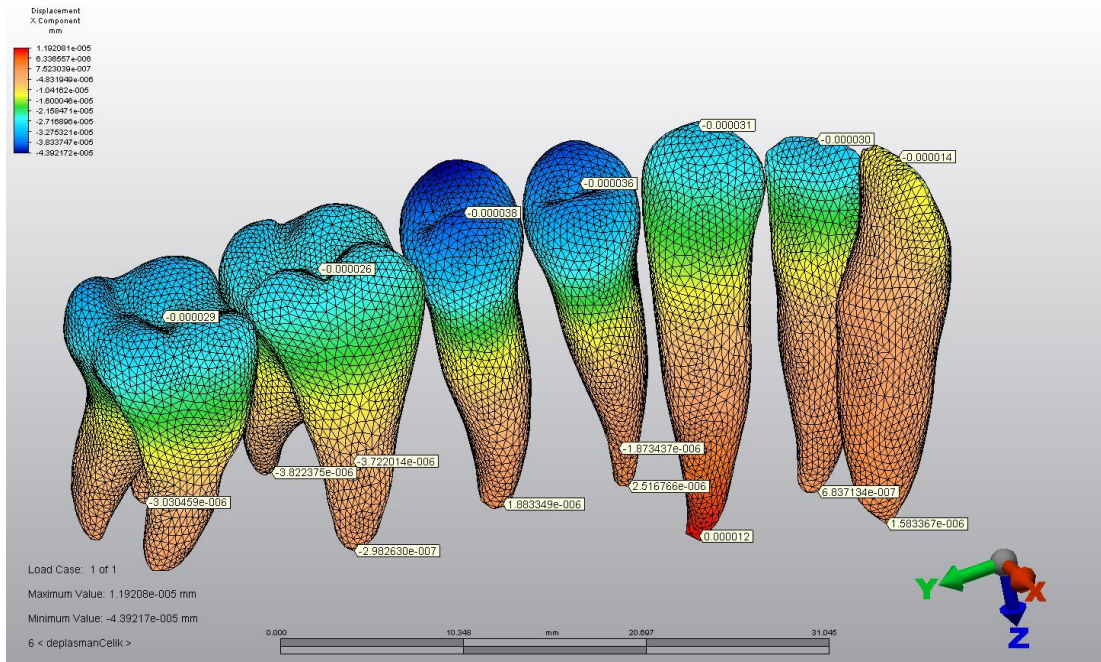
Şekil 4.5. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri.

4.1.6. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde 'X, Y, Z' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri

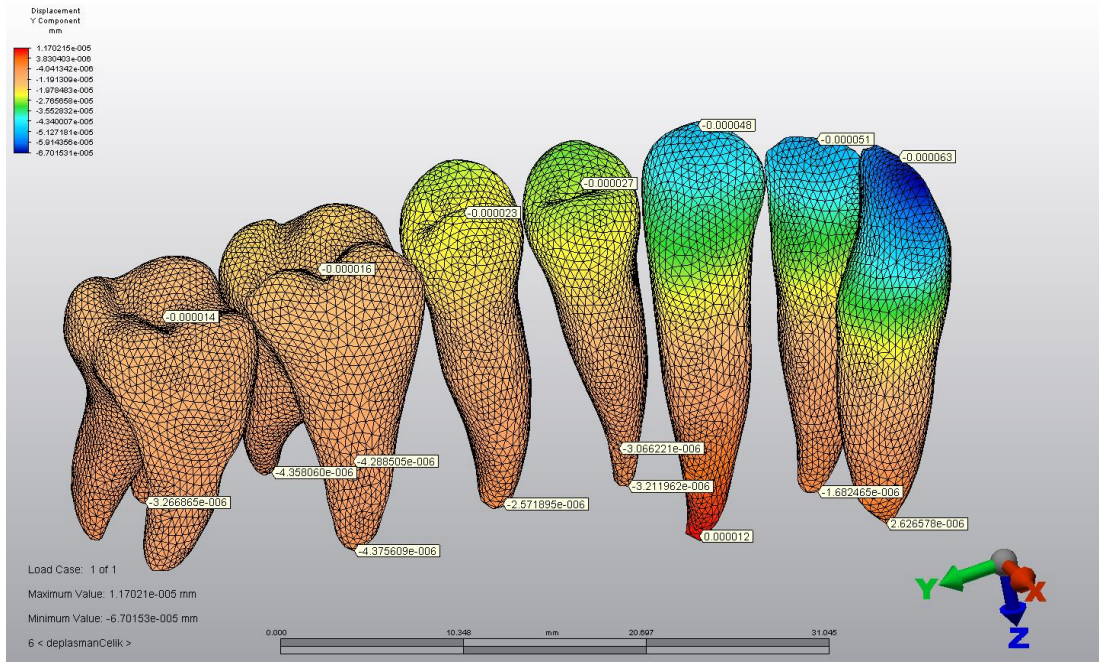
Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde 'X, Y, Z' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri Tablo 4.1. 'de gösterilmiştir. Bu tablo Şekil 4.6., Şekil 4.7. ve Şekil 4.8. 'te gösterilen bulgulardan derlenmiştir.

Tablo 4.1. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde 'X, Y, Z' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri.

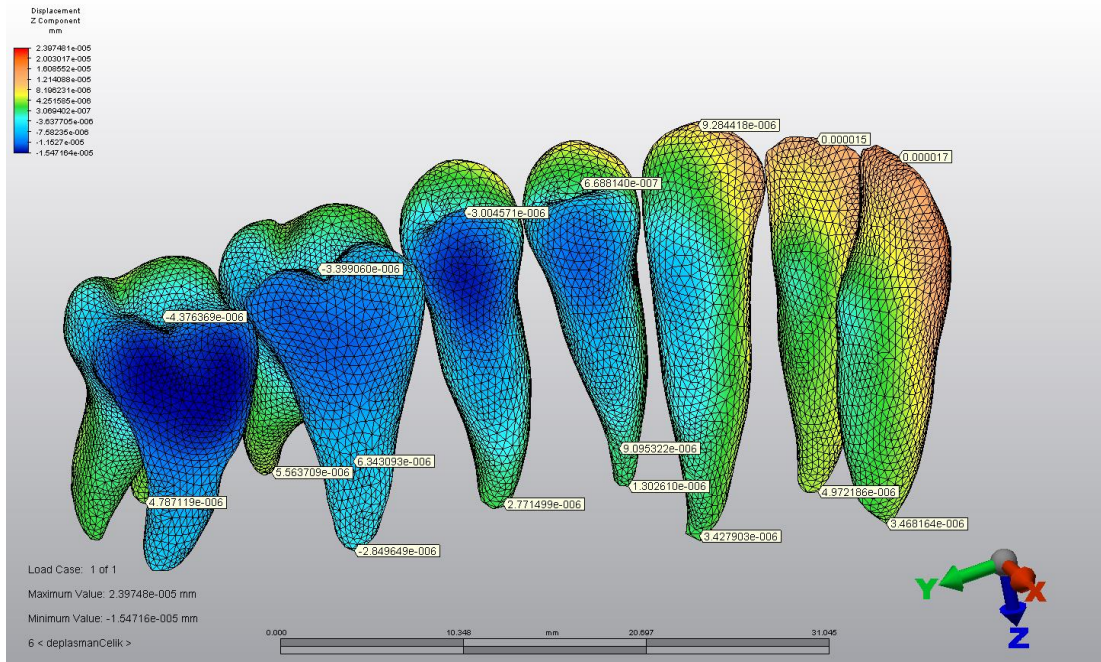
		X eksen	Y eksen	Z eksen
Santral	Kuron	$-14 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-63 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+17 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
	Kök	$+1,6 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+2,6 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+3,5 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
Lateral	Kuron	$-30 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-51 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+15 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
	Kök	$+0,7 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-1,7 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+5 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
Kanin	Kuron	$-31 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-48 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+9,3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
	Kök	$+12 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+12 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+3,4 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
Birinci premolar	Kuron	$-36 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-27 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+0,7 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
	Kök	B: $+2,5 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ P: $-1,9 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	B: $-3,2 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ P: $-3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	B: $+1,3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ P: $+9,1 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
İkinci premolar	Kuron	$-38 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-23 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
	Kök	$+1,9 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-2,6 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$+2,8 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
Birinci molar	Kuron	$-26 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-16 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-3,4 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
	Kök	MB: $-3,7 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ DB: $-3,8 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ P: $-0,3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	MB: $-4,3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ DB: $-4,4 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ P: $-4,4 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	MB: $+6,3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ DB: $+5,6 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ P: $-2,9 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
İkinci molar	Kuron	$-29 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-14 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	$-4,4 \times 10^{-3} \mu\text{m}$
	Kök	MB: $-3,7 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ DB: $-3,8 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ P: $-3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	MB: $-4,3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ DB: $-4,3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ P: $-3,2 \times 10^{-3} \mu\text{m}$	MB: $+6,3 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ DB: $+5,6 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ P: $-4,8 \times 10^{-3} \mu\text{m}$



Şekil 4.6. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde "X" ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri.



Şekil 4.7. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde "Y" ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri.



Şekil 4.8. Vestibül yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde "Z" ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri.

4.2. Lingual yüzeyden çelik ligatürleme ile yapılarda oluşan gerilme dağılımları ve dişlerdeki hareket miktarları

4.2.1. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri

Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.9.).

Santral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -9,60 KPa düzeyinde minimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -14,20 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

Lateral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -6,31 KPa düzeyinde minimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -5,02 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.

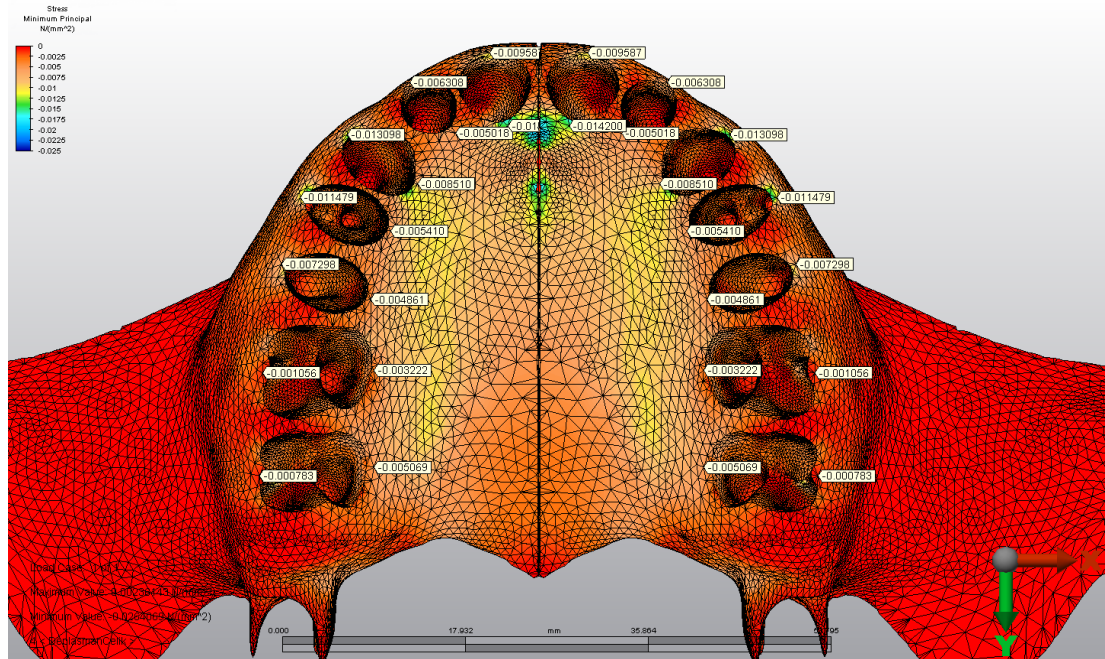
Kanin diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -13,10 KPa düzeyinde minimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -8,51 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

Birinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -11,48 KPa düzeyinde minimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -5,41 KPa ‘lık gerilme gözlemlenmiştir.

İkinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -7,30 KPa düzeyinde minimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -4,90 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

Birinci molar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -1,06 KPa düzeyinde minimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -3,22 KPa 'lık gerilme ölçülmüştür.

İkinci molar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,78 KPa düzeyinde minimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -5,07 KPa 'lık gerilme saptanmıştır.



Şekil 4.9. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri.

4.2.2. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri

Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.10.).

Santral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,49 KPa düzeyinde minimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,81 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

Lateral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,41 KPa düzeyinde minimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -0,66 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

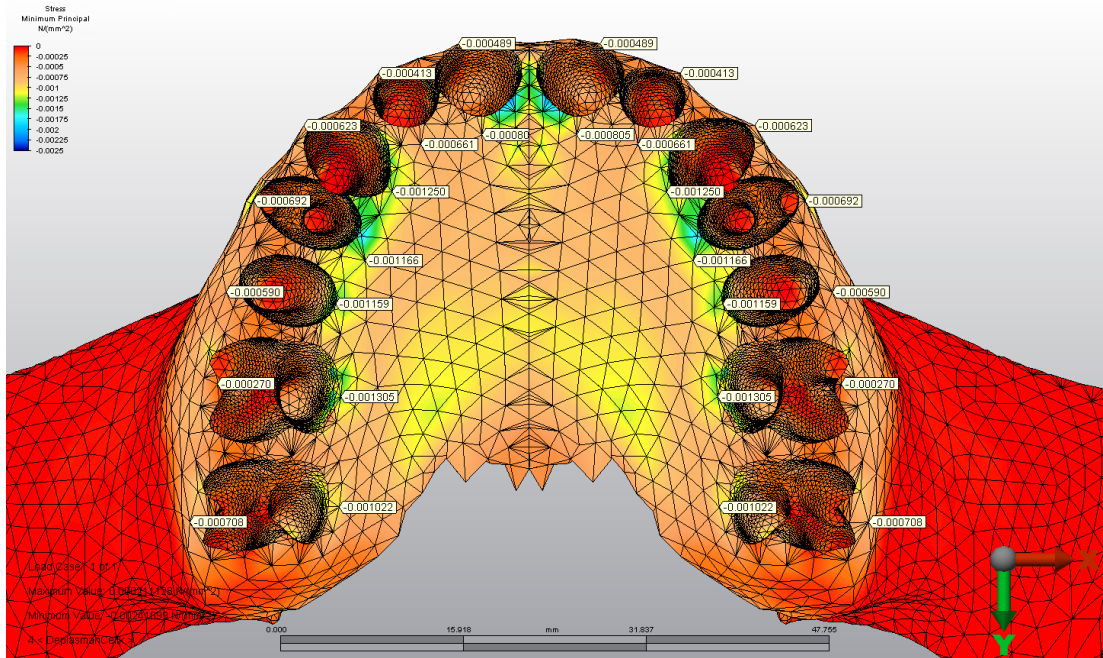
Kanin diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,62 KPa düzeyinde minimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -1,25 KPa ‘lık gerilme ölçülmüştür.

Birinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,70 KPa düzeyinde minimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -1,17 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.

İkinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,60 KPa düzeyinde minimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -1,16 KPa ‘lık gerilme gözlemlenmiştir.

Birinci molar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde -0,27 KPa düzeyinde minimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde -1,31 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

İkinci molar diş alveol soketinin vestibül bölgesinde -0,71 KPa düzeyinde minimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş soketinin palatinal bölgesinde -1,02 KPa 'lık gerilme ölçülmüştür.



Şekil 4.10. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyöz kemikte elde edilen minimum asal gerilme değerleri.

4.2.3. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri

Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.11.).

Santral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,74 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,21 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.

Lateral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,46 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,08 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

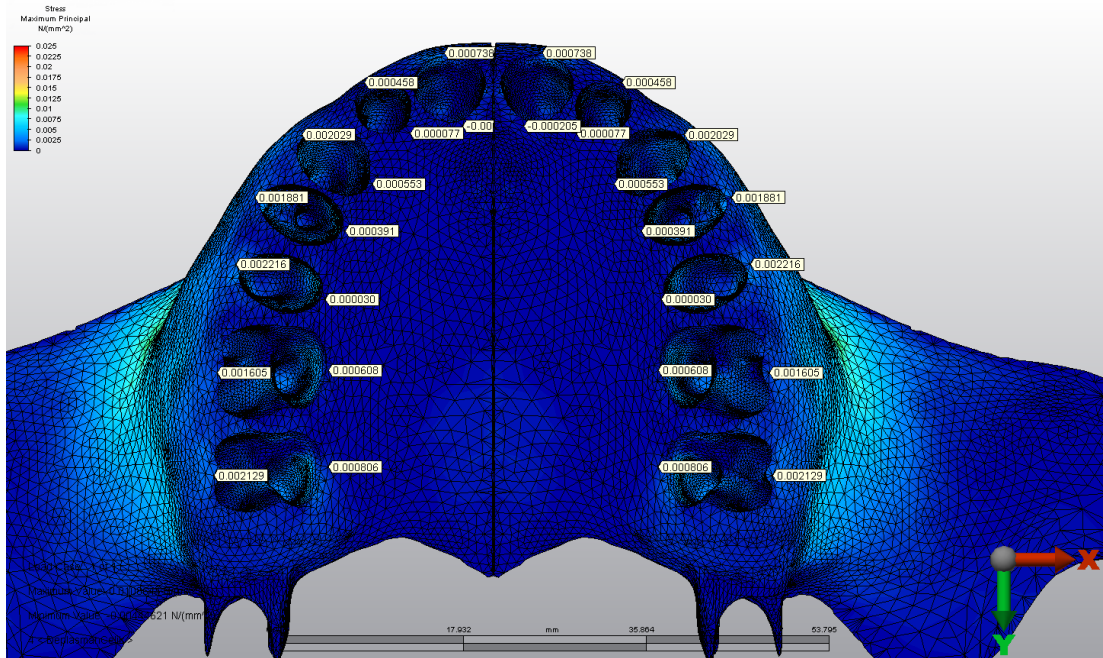
Kanin diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 2,03 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,55 KPa ‘lık gerilme ölçülmüştür.

Birinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 1,88 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,39 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

İkinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 2,22 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,03 KPa ‘lık gerilme gözlemlenmiştir.

Birinci molar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 1,61 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,61 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.

İkinci molar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 2,13 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,81 KPa 'lık gerilme ölçülmüştür.



Şekil 4.11. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri.

4.2.4. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri

Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018’’ Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyoz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.12.).

Santral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,09 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,18 KPa ‘lık gerilme gözlemlenmiştir.

Lateral diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,16 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,16 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

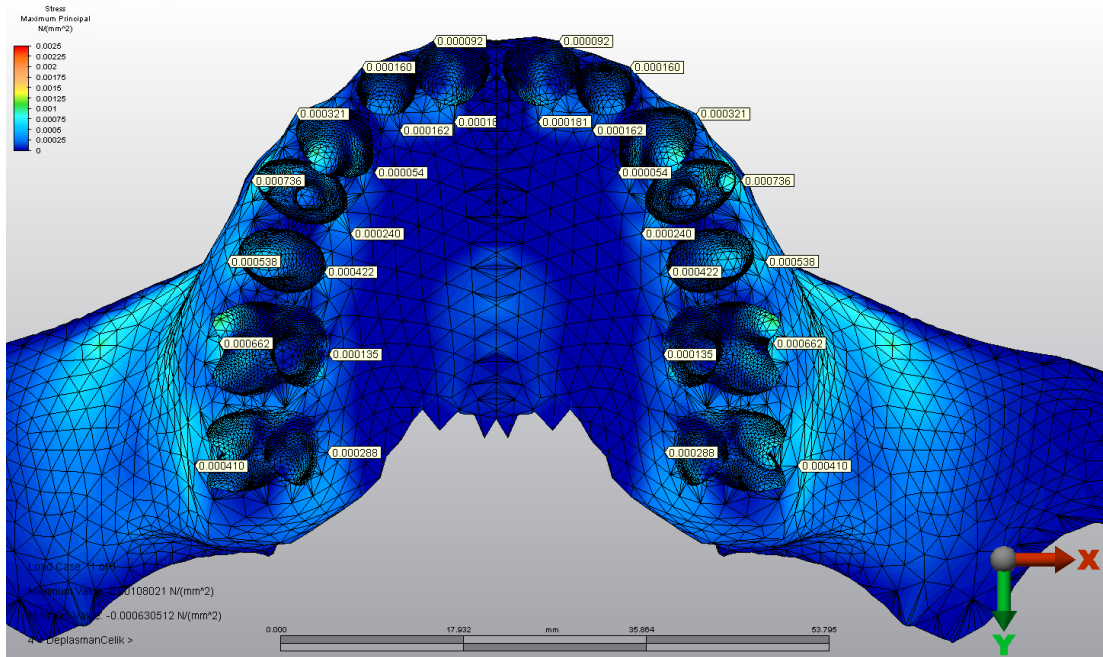
Kanin diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,32 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme ölçülürken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,05 KPa ‘lık gerilme ölçülmüştür.

Birinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,74 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme hesaplanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,24 KPa ‘lık gerilme hesaplanmıştır.

İkinci premolar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,54 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme bulgulanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,42 KPa ‘lık gerilme bulgulanmıştır.

Birinci molar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,66 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme saptanırken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,14 KPa ‘lık gerilme saptanmıştır.

İkinci molar diş alveol socketinin vestibül bölgesinde 0,41 KPa düzeyinde maksimum asal gerilme gözlemlenirken, aynı diş socketinin palatinal bölgesinde 0,29 KPa 'lık gerilme gözlemlenmiştir.



Şekil 4.12. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla spongiyöz kemikte elde edilen maksimum asal gerilme değerleri.

4.2.5. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri

Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.13.).

Santral diş krununda 50×10^{-3} μm yer değiştirme ölçülürken, aynı dişin kökünde $4,4 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme ölçülmüştür.

Lateral diş krununda 40×10^{-3} μm yer değiştirme hesaplanırken, aynı dişin kökünde $2,7 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme hesaplanmıştır.

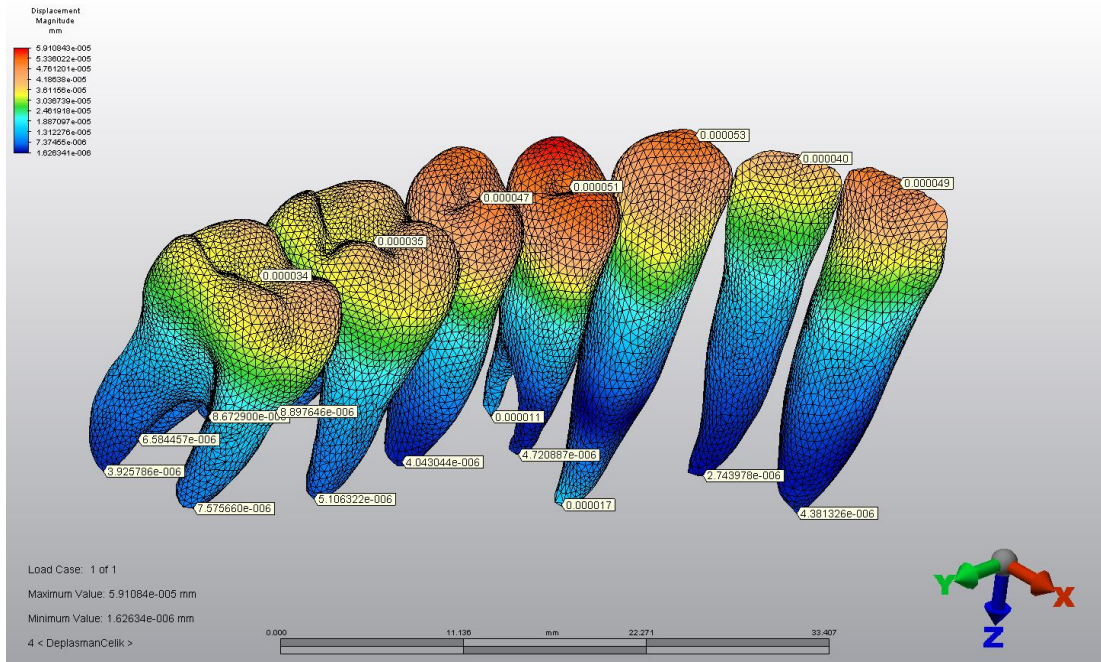
Kanin diş krununda 53×10^{-3} μm yer değiştirme saptanırken, aynı dişin kökünde 17×10^{-3} μm yer değiştirme saptanmıştır.

Birinci premolar diş krununda 51×10^{-3} μm yer değiştirme gözlemlenirken, aynı dişin bukkal kökünde 11×10^{-3} , palatinal kökünde $4,7 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme gözlemlenmiştir.

İkinci premolar diş krununda 47×10^{-3} μm yer değiştirme ölçülürken, aynı dişin kökünde 4×10^{-3} μm yer değiştirme ölçülmüştür.

Birinci molar diş krununda 35×10^{-3} μm yer değiştirme bulgulanırken, aynı dişin mesiobukkal kökünde $5,1 \times 10^{-3}$, distobukkal kökünde $8,9 \times 10^{-3}$, palatinal kökünde $8,7 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme bulgulanmıştır.

İkinci molar diş krununda 34×10^{-3} μm yer değiştirme hesaplanırken, aynı dişin mesiobukkal kökünde $6,6 \times 10^{-3}$, distobukkal kökünde 4×10^{-3} , palatinal kökünde $7,6 \times 10^{-3}$ μm yer değiştirme hesaplanmıştır.



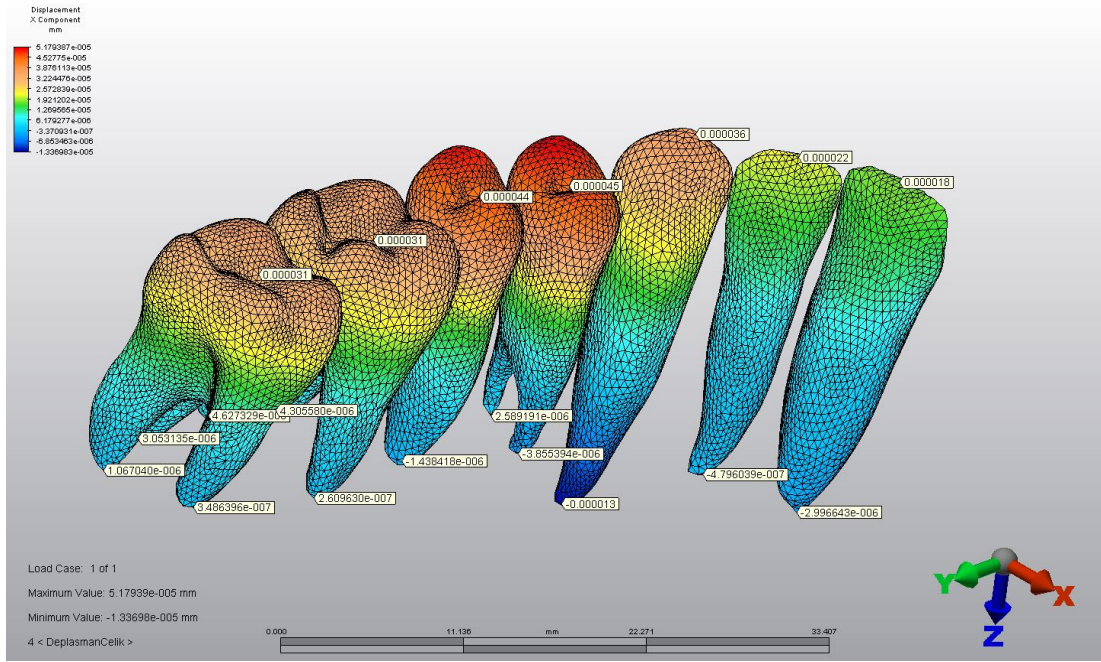
Şekil 4.13. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının değerleri.

4.2.6. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde 'X, Y, Z' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri

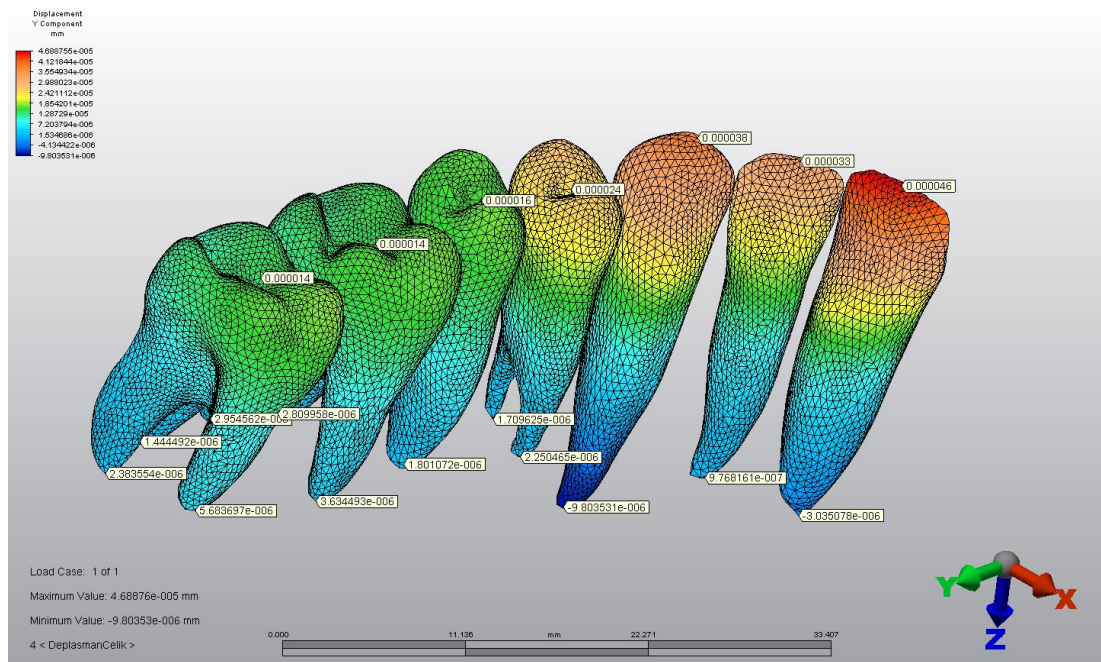
Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde 'X, Y, Z' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri Tablo 4.2. 'de gösterilmiştir. Bu tablo Şekil 4.14., Şekil 4.15. ve Şekil 4.16. 'te gösterilen bulgulardan derlenmiştir.

Tablo 4.2. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde 'X, Y, Z' eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri.

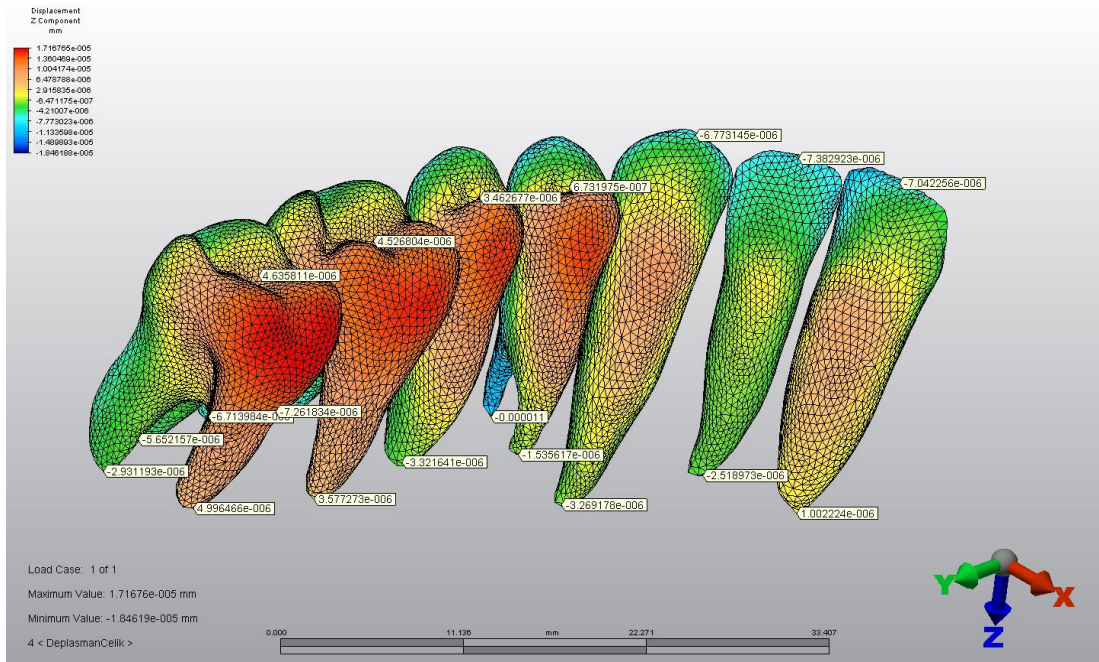
		X eksen	Y eksen	Z eksen
Santral	Kuron	+18x10 ⁻³ µm	+46x10 ⁻³ µm	-7x10 ⁻³ µm
	Kök	-3x10 ⁻³ µm	-3x10 ⁻³ µm	+1x10 ⁻³ µm
Lateral	Kuron	+22x10 ⁻³ µm	+33x10 ⁻³ µm	-7,4x10 ⁻³ µm
	Kök	-4,8x10 ⁻³ µm	+1x10 ⁻³ µm	-2,5x10 ⁻³ µm
Kanin	Kuron	+36x10 ⁻³ µm	+38x10 ⁻³ µm	-6,8x10 ⁻³ µm
	Kök	-13x10 ⁻³ µm	-9,8x10 ⁻³ µm	-3,3x10 ⁻³ µm
Birinci premolar	Kuron	+45x10 ⁻³ µm	+24x10 ⁻³ µm	+0,7x10 ⁻³ µm
	Kök	B: +2,6x10 ⁻³ µm P: -3,9x10 ⁻³ µm	B: -1,7x10 ⁻³ µm P: +2,3x10 ⁻³ µm	B: -11x10 ⁻³ µm P: -1,6x10 ⁻³ µm
İkinci premolar	Kuron	+44x10 ⁻³ µm	+16x10 ⁻³ µm	+3,5x10 ⁻³ µm
	Kök	-1,4x10 ⁻³ µm	+1,8x10 ⁻³ µm	-3,3x10 ⁻³ µm
Birinci molar	Kuron	+31x10 ⁻³ µm	+14x10 ⁻³ µm	+4,5x10 ⁻³ µm
	Kök	MB: +4,3x10 ⁻³ µm DB: +4,6x10 ⁻³ µm P: +2,6x10 ⁻³ µm	MB: +2,8x10 ⁻³ µm DB: +3x10 ⁻³ µm P: +3,6x10 ⁻³ µm	MB: -7,3x10 ⁻³ µm DB: -6,7x10 ⁻³ µm P: +3,6x10 ⁻³ µm
İkinci molar	Kuron	+31x10 ⁻³ µm	+14x10 ⁻³ µm	+4,6x10 ⁻³ µm
	Kök	MB: +3,1x10 ⁻³ µm DB: +1,1x10 ⁻³ µm P: +0,3x10 ⁻³ µm	MB: +1,4x10 ⁻³ µm DB: +2,4x10 ⁻³ µm P: +5,7x10 ⁻³ µm	MB: -5,7x10 ⁻³ µm DB: -2,9x10 ⁻³ µm P: -5x10 ⁻³ µm



Şekil 4.14. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde "X" ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri.



Şekil 4.15. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde "Y" ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri.



Şekil 4.16. Lingual yüzeyden uygulanan sabit ortodontik tedavi braketlerine 0.018'' Ni-Ti ark telinin çelik ligatürler ile 1 mm. ekspansiyon uygulayacak şekilde bağlanmasıyla dişlerde "Z" ekseninde meydana gelen yer değiştirme miktarlarının değerleri.

5. TARTIŞMA

Dişlerin komşularıyla ve çene kemikleri ile olan ilişkileri sabit mekanikler ile düzeltilmektedir. Sabit ortodontik tedavide istenilen kuvvet dişlerin labial ve lingual yüzeylerine yapıştırılan braketler ve/veya bantlar ile aktarılabilmektedir. Labial ortodontide labial yüzeylere yapıştırılan ataçmanlar tellerin manipülasyonu için daha elverişlidir (Bagga, 2007).

Ataçmanların dişlerin lingual yüzeylerine yapıştırılarak yapılan tedavi lingual ortodonti olarak adlandırılmaktadır. Braketlerin görünmemesinin estetik olarak bir avantaj sağladığı ve genellikle psikososyal sebepler ile tedaviden kaçınan erişkin hastaların tedavi olma arzusunu arttırdığı bildirilmiştir (Ling, 2005).

Maksiller dental darlığı olan erişkin hastalarda hareketli ağız ile ekspansiyon dışında sabit mekaniklerle yapılan ekspansiyon da tedavi seçenekleri arasındadır. Labial yüzeylere yapıştırılan braket sistemleri ile ekspansiyon yapılan araştırmalarda alveol kemiğinde sorun oluşmadan ekspansiyon elde edilebildiği bildirilmiştir (Bassarelli ve diğerleri, 2005, Dalstra ve Melsen, 2004, Handelman, 1997). Literatür incelendiğinde Gorman ve Smith 'in 1999 ve Gorman 'ın 1999 yılında yaptıkları çalışmalarda lingual teknik kullanılarak yapılan tedavilerin labial tekniğe göre daha uzun sürdüğü ve daha az etkili olduğuna dair objektif bir bulguya rastlanamamışlardır (Aktaran: Wu ve diğerleri, 2011, s. 784). Bu nedenle, bu araştırma konuyla ilgili öncü çalışmalardan biri olacaktır.

Dişlerin vestibül yüzeyleri yüz estetiğinde çok önemli bir görsel değer olarak öne çıkmaktadır. Lingual braketlerin konumlandırıldıkları alan direkt olarak gözlemlenemeyen bir bölge olduğu için labial tekniğe göre daha estetik olduğu yadsınamaz bir gerçektir (Altuğ, 1991, Geron, 2006).

Bagga, 2007 yılında yaptığı çalışmada labial braketlerin uygulanması esnasında uygulanan asit gibi kimyasallardan ve plak birikiminden dolayı dişlerin mine yüzeylerinin zarar gördüğünü bildirmiştir. Ortodontik tedavi sonrasında dişin yüzeyindeki yapıştırma ajanı temizlense bile yine de mine prizmaları arasında

parçaların kalmakta ve bu sebeple dişlerde renkleşme oluşmaktadır. Lingual teknikte ise dişlerin labial ve bukkal yüzeylerinde herhangi bir işlem yapılmadığından dişlerin görünen kısımlarında herhangi bir dekalsifikasyon veya renkleşme meydana gelmemektedir. (Bagga, 2007). Scuzzo ve Takemoto araştırmalarında dişlerin lingual/palatinal yüzeylerinin dekalsifikasyona daha dirençli olduğu saptamışlardır (Scuzzo ve Takemoto, 2003).

Geron ve diğerleri, lingual teknikte kullanılan enstrümanlar dişin direnç merkezine daha yakın yerleştirildiği için istenmeyen diş hareketlerinin daha az olduğunu; böylelikle labial tekniğe göre daha kontrollü bir tedavi yürütülmesinin mümkün kılındığını ileri sürmüşlerdir (Geron ve diğerleri, 2004). Bagga, alt keser dişlerin üst keser dişlerin palatinaline yapıştırılan lingual ortodontik braketlere olan temasının bir “bite-block” etkisi yarattığını ve derin kapanışın çözülmesinde labial tekniğe göre bir avantaj sağladığını vurgulamışlardır (Bagga, 2007).

Ancak bütün bu bahsedilen avantajlarına rağmen, lingual ortodontik ataçmanlar konuşma bozukluklarına, dilde irritasyonlara, temizlik/hijyen güçlüğüne ve yumuşak doku hasarlarına yol açabilmektedir (Caniklioğlu ve Öztürk, 2003).

Miyawaki ve diğerleri, 110 yetişkin hasta üzerinde yaptığı çalışmada lingual braketlerden kaynaklanabilecek rahatsızlıkları değerlendirmiştir. Hastaların %57-76’sında fibröz yiyecekleri çiğnemedede zorluk, “-s-” ve “-t-” seslerinin telaffuzunda zorluk, dil kızarıklığı ve diş fırçalamada sorun saptanmıştır. Elde edilen bu oranlar labial tekniğe göre önemli derecede yüksek bulunmuştur. Bu rahatsızlıklar aşamalı olarak azalsa bile bu şikayetleri olan hastaların %20-46 ’sının rahatsızlığı aparey çıkana kadar devam etmiştir. Dil kızarıklığı ve konuşma zorluğu açısından alt ve üst lingual braketlerin oranı hemen hemen aynı rapor edilmiştir. Bu çalışmada iki önemli konu daha saptanmıştır: birincisi, derin kapanış artmasının; dil ağrısı, katı yiyecekleri çiğnemedede zorluk, ve diş ağrısı ile doğru orantılı olduğu, ikincisi, overjetin artması ise dil ağrısının ile doğru orantı olduğudur (Miyawaki ve diğerleri, 1999).

Ni-Ti ark tellerinin diğer ortodontik ark tellerine göre düşük yük/defleksiyon oranına sahip olmaları kullanımının yaygınlaşmasına yol açmıştır (Mallory ve

diğerleri, 2004, Oltjen ve diğerleri, 1997). Ark üzerinden dental genişletme yapabilmek için klasik çelik tellere büküm yapılması gerekir. Bu büküm ise, her uygulayıcı tarafından farklı şekillerde oluşturulabilir. Hem Ni-Ti ark telinin üstün elastik özellikleri bulunduğu için (Pandis ve Bourauel, 2010), hem de yukarıda bahsedilen standardize edilemeyecek büküm sistemini elimine edebilmek amacıyla, bu çalışmada gerçek ark formuna sahip Ni-Ti ark telleri ile ekspansiyon simülasyonunun kullanılması uygun görülmüştür. Seçilen ark teli dental arktaki dişlerin vestibül/lingual yüzeylerinden 1 mm. daha geniş olacak şekilde uygulanarak genişletme etkisi incelenmiştir.

Alveoler proçeste dişin hareket ettirilmesi, periodontal ligament ve subperiosteal dokularda yüzeylerde ardı sıra çok yoğun kemik reaksiyonlarının meydana gelmesini gerektirmektedir. Kemik açısından değerlendirildiğinde ana mekanizma kemik modelasyon (kemiğin şeklinin, formunun veya kütlesinin değişikliği) ve remodelasyonudur (varolan kemiğin “turnover” ı). Kemik yeni çevresel koşullara yeni kemik dokusunun eklenmesiyle (anabolik modelasyon) veya kemik dokusunun rezorbe edilmesiyle (katabolik modelasyon) adapte olmaktadır. Remodelasyon hücre aktivasyonu, kemik rezorpsiyonu ve kemik yapımı ile gerçekleşmektedir. Bu düzen, mekanik uyarılara bağlı inflamasyonla tetiklenen, büyüme ve iskemik faktörlerle kontrol edilmektedir (Roberts ve Hartsfield, 2004). Fizyolojik inflamatuvar cevap, fonksiyonel ve parafonksiyonel yüklemeye ikincildir. Kemik gerilme ve baskı streslerine dayanabilirken, en düşük direnci makaslama streslerine karşı göstermektedir. Fizyolojik sınırlardaki ortodontik kuvvetler kemik oluşumunu destekler. Fizyolojik limitin üzerindeki stresler çevreleyen kemik dokuda bütünlüğün sağlanamamasına bağlı olarak implant kayıplarına sebep olabilmektedir (Lee ve diğerleri, 2007).

Roux, 1881 yılında kemiğin trabeküler yapısının mekanik uyarılarla değişebileceğini ve hücresel faaliyetlerin bu süreci belirlediğini iddia etmiştir (Aktaran: Huiskes, 2000, s. 147,151).

Wolff ise, “Wolff Kanunu” ile dışardan uygulanan kuvvetlerin kemik boyutunu ve şeklini değiştirebileceğini söylemiştir. 1987 yılında Roesler isimli araştırmacı, bu

kanunun kemik dizaynı ile ilgili kuramsal matematiksel kurallardan başka bir şey olmadığını, Roux paradigması 'nın kemiğin adaptasyon kabiliyetini biyomekanik açıdan daha iyi açıkladığını ve Wolff kanunu ile çelişen parçaları olduğunu açıklamıştır (Roesler, 1987).

Wolff, bir yapıya kuvvet uygulandığında o yapıda oluşan internal gerilmelerin yönlerinin, uygulanan kuvvet vektörü ile dik açı yaptığını açıklamıştır (*Aktaran: Huiskes, 2000, s. 147-151*). Oysa 2000 yılında Jacobs, sonlu elemanlar stres analizi kullanarak yaptığı çalışmasında, bu kuramın her zaman geçerli olmadığını, kemik dokusunda bazen çevresel faktörlerin etkisiyle bu açısal değerin değişebildiğini, ayrıca kişisel faktörlerin de bu durumu etkileyebileceğini bildirmiştir (Jacobs, 2000).

Frost ise, gelişen teknolojik imkanlardan da faydalanarak, Roux'un yüz yıl önce yapmış olduğu açıklamaların geçerliliğini doğrulayan mekanostatik teoriyi ortaya atmıştır. Buna göre kemiğe dışarıdan uygulanan mekanik kuvvetler, kemik yapımından ve yıkımından sorumlu hücreler üzerinde farklı mekanik stimuluslar oluştururlar. Araştırmacı eksternal gerilmeler tarafından oluşturulan bu stimuluslara karşı kemik dokusunun kontrollü olarak cevap verdiğini açıklamıştır (Frost, 2004). Huiskes isimli araştırmacı da, Roux'un ortaya attığı ve Frost 'un güncelleştirdiği bu mekanostatik teorinin kemik dokusunun dış uyaranlara verdiği cevabı açıklayan en güvenilir teori olduğunu ve bu alandaki birçok soruya cevap verdiğini düşündürür (Huiskes, 2000).

Moss ise, 1954 yılında kendi adı ile anılan "Fonksiyonel Matriks Teorisi" nde, gelişmekte olan fonksiyonel ünitenin ihtiyaçlarına göre, bu üniteyi çevreleyen, koruyan veya destek olan iskeletsel ünite de sekonder olarak bir değişim olduğunu açıklamıştır (*Aktaran: Moss ve Salentijn, 1969*). Günümüzden yaklaşık 50 yıl önce ortaya attığı bu fikri, gelişen imkanlardan faydalanarak birkaç yıl önce güncelleyen ve eksik yönlerini tamamlayan araştırmacı, iskeletsel ünite deki değişim ihtiyacının intrinsik ve ekstrinsik bazı faktörlerin etkisinde yürüdüğünü iddia etmiştir. Araştırmacı kas dokusunun kemik yapıda bir gerilme oluşturduğunda, mekanoreseptör kemik hücrelerinin hücreler arasındaki sinaptik boşluklara bazı iyonlar saldırdığını ve bu iyonların diğer kemik hücre membranlarında uyarıma yol açarak elektriksel bir akım

oluşturduğunu açıklamıştır (Moss, 1997a, Moss, 1997b, Moss, 1997c, Moss, 1997d). Ayrıca Moss, bu uyarım ile osteoklastlar ve osteoblastların faaliyet gösterdiğini, bu faaliyetin kimi zaman adaptif karakterde olurken, kimi zamanda kemiğe yüklenen kuvvete karşı koruyucu nitelikte olduğunu belirtmiştir. İşte bu kemik cevabı intrinsik (genomik) özellikler tarafından belirlenirken, kas kuvvetlerinin oluşturduğu gerilmeler ise ekstrinsik özellikler taşımaktadır (Moss, 1997c).

Cerrahi destekli ekspansiyon uygulamalarının komplikasyonları olarak yumuşak doku nekrozu, kök rezorpsiyonu, maksiller sinirlerde oluşan hassasiyetler, pulpal kan akımının değişmesi, apareyin bağlanmış olduğu dişlerde istenmeyen hareketler, ve gingival enfeksiyonlar sayılmaktadır (Carmen ve diğerleri, 2000, Harada ve diğerleri, 2004, Mommaerts, 1999, Öztürk ve diğerleri, 2003, Woods ve diğerleri, 1997). Cerrahi desteksiz ekspansiyon uygulamalarında da yine apareyin bağlanmış olduğu dişlerde devrilme, yumuşak doku enfeksiyonu, ve oral hijyen uygulamalarında eksiklikler sayılabilir (Capelozza ve diğerleri, 1995, Carmen ve diğerleri, 2000, Handelman ve diğerleri, 2000). Çalışmamızda uygulamış olduğumuz labial ve lingual ark üzerinden ekspansiyon yönteminde ise sayılan bu komplikasyonların birçoğu bertaraf edilmekte, bazıları ise daha sınırlı düzeyde gerçekleşmektedir.

Bir materyalde veya bir dokuda gerilmelerin incelendiği in vitro çalışmalarda çeşitli analiz yöntemleri mevcuttur (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995, Meijer ve diğerleri, 1992, Oyar, 2002, Ulusoy ve Aydın, 2003).

Fotoelastik kuvvet analiz yönteminde bir cisimden ölçü alınarak, elde edilen kalıbın içerisine ışığı geçirebilme özelliğine sahip fotoelastik bir dolgu maddesi dökülür (Ulusoy ve Aydın, 2003). Bu materyale kuvvet yüklenir ve oluşan mekanik iç gerilimler özel bir ışın verilerek gözle görülebilen ışık taslaklarına dönüşür. Bu yöntemde kullanılan materyaller, gerçek dokuların mekanik özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. Örneğin dişin elastik katsayısı 14700 MPa iken, dişi simüle eden PLM-1 materyalinin elastik katsayısı 2931 MPa'dır. Alveol kemik için elastik katsayısı 490 MPa iken, PL-2 simülantının elastik katsayısı 207 MPa'dır (Ochiai ve diğerleri, 2003). Değerlerin oransız azalması göz önüne alındığında, bu stres analiz

yöntemi ile elde edilen sayısal değerlerin güvenilirliği düşündürücü olmaktadır. Ayrıca kraniyum gibi karmaşık, delikli ve grift yapıların 3 boyutlu hassas modellerinin ölçüsünün alınması çok zordur. Işığın kalitesinin değişmesi, stres tipleri ve miktarlarının belirlenmesinde yetersiz kalması ve sonuçların değerlendirilmesinde kişisel yorum farklılıklarının oluşması tekniğin diğer dezavantajlarıdır.

Kırılabilir vernik ile kaplama tekniğinde, analiz yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlanmasından sonra kuvvet yüklenir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (Oyar, 2002). Bu yöntemle gerilmenin nispeten az olduğu bölgelerde oluşan çatlakların incelenmesi zordur.

Holografik interferometri yönteminde interferometre isimli bir aletten yararlanılır. Cisme kuvvet yüklenerek hareket etmesi sağlandığında, bu aletten çıkan iki lazer ışını demeti saçaklanarak gerilme alanlarının değerlendirilmesini sağlar (Pryputniewicz ve diğerleri, 1978). Bu teknikte kontrol edilmesi çok zor olan vibrasyonun elimine edilmesi gerekmektedir.

Termografik gerilme analiz metodunda analiz yapılacak cismin ölçüsü alınır. Daha sonra bu kalıbın içerisine izotropik homojen elastik bir madde dökülür. Uygun şartlar sağlandığında strese bağlı olarak cisimde meydana gelen volumetrik değişimler cismin yüzeyinde ısı artışına neden olur. Materyale belirli bir devir ile kuvvet yüklendiğinde ısıya göre devirde ortaya çıkan değişikliğe bakılarak yüzeyel ısının arttığı bölgelerde gerilme ve gerinim incelenebilir (Vanderby ve Kohles, 1991). Bu yöntem ile derin bölgelerdeki stresin incelenmesi zordur, kesit alınarak lokal olarak bir bölgenin incelenmesini yapmak oldukça güçtür.

Bir başka gerilme analiz yöntemi ise gerinimölçer kullanılarak yapılandır. Gerinimölçer, yük altındaki yapıların bünyesindeki doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılır. Bu aygıtın mekanik, optik, akustik, elektriksel ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır. Bu araç kullanılarak çok küçük yapıların bile yüzeyel gerilmeleri ölçülebilir; ancak iç gerilmelerin değerlendirilmesi mümkün değildir (Hart ve diğerleri, 1992).

Radyoteleometri yöntemi, implantasyon veya yüzeye yapıştırma yolu ile bir vericinin gerilme oluşumu incelenecek yapının üzerine bağlanması, daha sonra da radyo dalgalarını yayacak bir anten ve bir alıcı ile oluşan frekans farklılıklarının değerlendirilmesini içerir (Ulusoy ve Aydın, 2003). In vivo araştırma yapılabilir, ancak vericinin yerleştirilmesi için bir operasyon gereklidir (D'lima ve diğerleri, 2005). Direnç farklılıkları, frekansın ayarlanması ve verici aygıt yerleştirildikten sonra aygıtta oluşabilecek olumsuzluklar bu yöntemin zorluklarıdır.

Son yıllarda, sonlu elemanlar metodu yapısal, katı ve akışkan mekaniği alanlarındaki pek çok sorunun çözülmesinde sık kullanılan bir teknik haline gelmiştir. Biyomekanik için de sonlu elemanlar metodu araştırma ve eğitim amaçlı kullanım açısından pek çok gelişim göstermiştir. Sonlu elemanlar metodu başka hiçbir aracın sağlayamayacağı birçok çalışmanın yapılarak problemlerin çözülmesine olanak sağlamaktadır (Mackerle, 2004).

Bu çalışmada gerilme analiz yöntemi olarak 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemin seçilmesiyle diğer gerilme analiz yöntemlerinin bazı eksikliklerini elimine edebilmek amaçlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizinin sonuçlarının doğruluğu kullanılan eleman sayısı, düğüm sayısı ve tipinden etkilenmektedir. Modelin oluşturulmasında daha çok eleman kullanılması, daha fazla detay elde edilmesini ve gerçeğe daha yakın değerler elde edilmesini sağlamaktadır (Ulusoy ve Darendeliler, 2008). Vollmer ve diğerleri, 11500 düğüm, 7100 elemanlı (Vollmer ve diğerleri, 2000), Nagahara ve diğerleri, 40136 düğüm ve 31879 elemanlı (Nagahara ve diğerleri, 1999), 3 boyutlu sonlu elemanlar modelleri elde etmişlerdir. Biz çalışmamızda 67274- 67708 düğüm ve 306195-308403 elemanlı modeller elde ettik. Bu kadar yüksek sayılarda, eleman ve düğüm kullanmamız sayesinde daha doğru sonuçlar veren analizler yapmamızın mümkün olduğu düşünülmektedir.

Şimdiye kadar diş hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar analizlerinde materyal özellikleri farklı seçilmiştir. Kortikal ve spongiyoz için elastisite modülü ve Poisson oranı pek çok çalışmada farklı alınmıştır (Geng ve diğerleri, 2001). Kortikal

kemiğin elastisite modülü değeri olarak 2.727 Gigapaskal (GPa) (Rice ve diğerleri, 1988), 10 GPa (Farah ve diğerleri, 1989), 3.4 GPa (Cook ve diğerleri, 1982), 13.7 GPa (Lee ve Baek, 2012, Lombardo ve diğerleri, 2010), 18 GPa (Singh ve diğerleri, 2012) değerleri kullanılmış ve Poisson oranı için örnek verilen tüm çalışmalar 0.30 değerini vermiştir. Spongiyoz kemik için ise 0.25 GPa (MacGregor ve diğerleri, 1980), 0.79 GPa (Knoell, 1977), 1.37 GPa (Borchers ve Reichart, 1983), 7.9 GPa (Lee ve Baek, 2012) ve 13.7 GPa (Singh ve diğerleri, 2012) değerleri kullanılmış, Poisson oranları için 0.30 tercih edilmiş sadece bir yayında 0.31 (Borchers ve Reichart, 1983) olarak bir farklılığa rastlanmıştır. Spongiyoz kemiğin elastik modül değeri 100 MPa ve 700 MPa alındığında kortikal kemikteki von Mises streslerinde %10 azalma görülmüştür, 700 'den 1300 MPa 'a arttırınca von Mises 'ta önemsiz değişiklikler görülmüştür (Duaibis ve diğerleri, 2012). Elastisite modülünün çok düşük değerlerde alınması kortikal kemikte ölçülen streslerde bir fark yaratırken 0.7, 1.3 GPa değerlerinden sonra anlamlı bir değişiklik olmamaktadır. Biz çalışmamızda kortikal kemik elastisite modülünü 1.37×10^4 MPa, Poisson oranını 0.26 olarak, spongiyoz kemik için elastisite modülünü 1.37×10^3 MPa, Poisson oranını 0.30 olarak aldık. Araştırmamızda, metal ortodontik braketler ve çelik ligatürler kullanmış ve elastisite modülleri 21×10^4 MPa ve Poisson oranları 0.30 değerleri, Ni-Ti ark teli uygulanmış elastisite modülü 33×10^3 MPa ve Poisson oranı 0.30 değerleri kullanılarak modellenmiştir. Dişler için elastisite modülleri 1.96×10^4 MPa ve Poisson oranları 0.30, adeziv için elastisite modülü 2.14×10^3 MPa ve Poisson oranı 0.31 değerleri kullanılmıştır. Bu değerler güncel çalışmalarla uyum içindedir (Ferreira ve diğerleri, 2012, Field ve diğerleri, 2009, Liang ve diğerleri, 2009).

Materyal özellikleri yapıda gerilme ve gerinim dağılımı üzerinde çok büyük bir etkiye sahiptir. Sonlu elemanlar analizi modellemeleri yapılırken modeller izotropik, transvers izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak hazırlanabilmektedir. İzotropik bir materyalin özellikleri tüm yönlerde aynıdır. Anizotropik maddeler farklı yönlerde ölçüldüklerinde farklı özellikler göstermektedir. Yapılan çoğu çalışmada materyallerin homojen, lineer oldukları ve elastik madde gibi davrandıkları belirtilmektedir. Geçmişte yapılan sonlu elemanlar analizleri, trabeküler yapıyı tanımlama imkânı olmadığından, kemiğin trabeküler yapısını yok saymışlardır. Dolayısıyla trabeküler

kemiğin kortikal kemik yapısı altında solid bir yapıya sahip olduğunu kabul etmişlerdir. Her iki kemik yapısı da basitçe lineer, homojen ve izotropik olarak modellenmiştir. Yapılan bazı çalışmalar kortikal kemiğin homojen ve izotropik olmadığını iddia etmektedir (Patra ve diğerleri, 1998, Ruan ve diğerleri, 2005). Bu homojen olmayan, anizotropik ve kompozit yapı farklı mutlak gerinimlere ve elastik modüllere yol açmaktadır. Test koşulları ölçülen materyal özelliklerini etkilemektedir. Rieger ve diğerleri, kemiğin sağlığını sürdürmesinde 1.4-5.0 MPa stres aralığında kuvvetlerin gerekli olduğunu söylemektedir (Rieger ve diğerleri, 1990). Bu aralığın dışında kalan streslerin kemik rezorpsiyonuna sebep olabileceği belirtilmiştir (Geng ve diğerleri, 2001).

Çalışmamızda vestibül yüzeyden çelik tel ile ligatürleme ile yapılarda oluşan minimum asal gerilme (sıkışma) dağılımları incelendiğinde, en fazla gerilme birikiminin ikinci premolar-ikinci molar bölgesinin vestibül yüzeyinde olduğu gözlemlenmiştir. Ancak dişlerin total yer değiştirme miktarları değerlendirildiğinde en fazla yer değiştirme santral ve laterallerde gözlemlenmiştir. Stres birikimi arka dişlerde fazla iken ön bölge dişlerinde daha fazla diş hareketi gözlemlenmesi, kesici dişlerin vestibülündeki kemiğin daha ince olması ve ön dişlerin tek köklü olmasına bağlı olarak bu bölgenin kuvvetlere daha az direnmesine bağlanmıştır. Arka bölgede ise hem 3 köklü molar dişler, hem de arka bölgede alveolün daha kalın olmasının gerilme değerlerinin artışına neden olduğu düşünülmektedir. Bu bulgularımız Liang ve diğerlerinin çalışmasının bulguları ile örtüşmektedir (Liang ve diğerleri, 2009).

Aynı bölgede lingual teknik ile oluşan minimum asal gerilme dağılımları incelendiğinde kanin ve birinci premolarların alveol kemiğinde vestibül yüzeyde gerilme birikiminin diğer bölgelere oranla daha fazla olduğu görülmektedir. Bu gerilme ile doğru orantılı olarak diş hareketi de aynı iki dişi diğerlerine göre daha çok vestibüle hareketlendirecek şekilde oluşmuş ve bu bölgede daha fazla ekspansiyon gözlemlenmiştir. Bazı araştırmacılar, lingual ark telindeki dirsek bükümünden dolayı tel uzunluğunun arttığını ve lingual ark telinin labial ark teline göre bazı bölgelerde daha fazla elastisiteye sahip olabileceğini ve bunun ışığında daha etkili ortodontik harekete sebep olabileceğine değinmişlerdir (Sung ve diğerleri, 2003, Fuck ve diğerleri, 2005). Lingual arktaki dirsek bükümü çalışmamızda belirttiğimiz kanin-

birinci premolar bölgesinde konuşulduğundan bu gerilme değerlerinin oluştuğunu ve bu bulgunun literatür bilgisi ile örtüştüğünü düşünmekteyiz.

Genel olarak elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde minimum asal gerilme değerleri birinci ve ikinci molarların alveol kemiğinin vestibül yüzeyleri dışında lingual ortodontide daha yüksek değerler bulunmuştur. Oluşan sıkışma stresinin molarlar hariç lingual teknikte daha yüksek olmasının sebebi ön bölgede lingual teknikte braketler arası mesafe labial tekniğe göre daha az iken arka bölgede her iki teknikte de braketler arası mesafenin aynı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda braketler arası mesafenin az olduğu durumlarda ince ark telleri kullanılsa bile daha fazla kuvvet oluşacağı belirtilmiştir (Lombardo ve diğerleri, 2013, Lombardo ve diğerleri, 2014, Scuzzo ve Takemoto, 2003).

Yaptığımız çalışmada, labial ve lingual tekniklerin her ikisi de genel olarak ark perimetresinde benzer etkilerle ark ekspansiyonu sağlamış olsa da, dişler tek tek göz önüne alındığında bireysel diş hareketlerinde etkileri farklıdır. Maksimum asal gerilme (çekme) dağılımları incelendiğinde, labial teknik ile en fazla gerilme birikiminin kesici dişlerin ve kaninlerin palatinal kemik yüzeyinde olduğu tespit edilirken bu etki uygulanan kuvvet ile aynı yönde ön bölgedeki dişlerde “X (yatay)” ekseninde bukkale devrilme olarak yansımaktadır. Bu ekseninde elde edilen sonuçlar gerilme dağılımları ile beraber incelendiğinde de uyum içinde olduğu gözlemlenmektedir. Ancak lingual teknik ile gerilme birikimi labial tekniğin aksine arka bölge dişlerde ikinci premolarlar ve ikinci molarların bukkal kemik yüzeyinde fazla iken bu etki uygulanan kuvvete zıt yönde tüm dişlerde “X” ekseninde palatinal devrilme olarak yansır gibi algılanmaktadır. Oysa bu izlenime sahip olunmasının asıl nedeni, lingual teknikte kanin-birinci premolar diş bölgesinin posterior bölgeye göre daha çok labiale hareketinin, sanki molar bölgenin linguale hareketlenmiş gibi algılanması olduğu anlaşılmaktadır. Bir başka deyişle kanin-birinci premolar bölgesi posterior bölgeye göre göreceli olarak daha fazla vestibüle yatmış olduğundan molarlar linguale eğilmiş gibi algılanmaktadır.

Liang ve diğerlerinin maksiller keserlerdeki tork kontrolünü labial ve lingual teknik ile gerçekleştirmeyi simüle ettikleri 3D SESA çalışmalarında lingual teknik ile

ön bölge dişlerinde palatinal devrilme ve intrüzyon hareketini bulgularken labial teknik ile ön bölge dişlerinde translasyon hareketine yakın bir hareket olduğunu gözlemlemişlerdir. Lingual teknikte kesici-kanin bölgesinde ‘X’ ekseninde meydana gelen retraksiyon Liang ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmayla da uyum içerisindedir (Liang ve diğerleri, 2009). Lingual teknikte ön bölge dişlerinde meydana gelen retraksiyon/palatinal devrilmenin overjet eliminasyonu gerektiren vakalarda labial tekniğe göre daha avantajlı olduğu ileri sürülebilir.

Labial ve lingual teknik arasında mekanik yönden birçok fark olduğu çalışmalarda rapor edilmiştir (Fuck ve diğerleri, 2005, Geron ve diğerleri, 2004, Hocevar, 1981, Liang ve diğerleri, 2009, Sung ve diğerleri, 2003). Her iki teknikte kuvvetin uygulandığı nokta ile dişin direnç merkezi arasındaki mesafe diş hareketinde önemli rol oynamaktadır. Kuvvetin uygulandığı nokta ile dişin direnç merkezi arasındaki mesafe az olduğunda daha az moment oluşmaktadır; bu etki özellikle lingual teknikte karşımıza çıkmaktadır. Ayrıca, lingual teknikte kesici dişlerin inklınasyonlarına bağlı olarak, kuvvetin uygulandığı nokta dişin direnç merkezine göre daha insizalde veya gingivalde yeniden konumlanabilmektedir. Ortodontik açıdan istenmeyen hareketler labial teknikte daha etkili tork kontrolü sağlanabildiği için daha az meydana gelmektedir.

Çalışmamızda minimum asal gerilme değerleri lingual ortodontide dişlerin alveol kemiklerinin palatinal yüzeylerinde en yüksek bulunmuştur, bunun sonucunda da lingual teknikte kesici dişlerin kuronlarında palatinal devrilme gözlemlenmiştir. Bu etki ise hem kanin-birinci premolar dişin bukkal yöndeki hareketinden dolayı kesici dişlerin palatinal hareketlenmesine, hem de dişin direnç merkezi ile kuvvetin uygulandığı nokta arasındaki mesafe değişimi ile bağdaştırılabilir. Özellikle lingual teknikte kuvvetin uygulandığı yönün tersine dişlerde meydana gelen kontrolsüz devrilmenin oluşmasının iki teknik arasında braket kaideleri ve dişlerin genişlikleri arasındaki farktan kaynaklandığı söylenebilir. Yukarıda belirtilen bütün bu farklılıklar ise daha önceki çalışmalarda da belirtildiği üzere lingual teknikte daha iyi tork kontrolü gereksinimi gerektiğini desteklemektedir (Geron ve diğerleri, 2004, Liang ve diğerleri, 2009, Scuzzo ve Takemoto, 2003). Overjet eliminasyonu arzu edilen vakalarda ise lingual teknikte gözlemlenen bu hareketin bir avantaj olabileceği kanaatindeyiz.

Yapılan bazı klinik çalışmalar labial teknik ile interpremolar ve intermolar mesafelerde artış olduğunu, buna karşılık lingual teknik ile dental arkta daralma olduğunu bildirmişlerdir. Khattab ve diğerleri ile Fuck ve diğerleri, lingual teknikle maksiller arkta meydana gelen daralmanın braketlerin dilde meydana getirdiği irritasyonlar sonucu oluşan kassal dengesizlik ile dudaklar ve yanaklardan kaynaklanan kuvvetlerin dil tarafından dengelenememesi sonucu oluşabileceğini varsaymışlardır (Fuck ve diğerleri, 2005, Khattab ve diğerleri, 2004). Bizim çalışmanın sonuçları ise bu kassal baskı yorumları ile uyushmaktadır. Lingual teknikte kanin-birinci premolar bölgesindeki dirsek bükümü, bu bölgede ağzın diğer bölgelerine oranla dile daha fazla hareket serbestisi verebilecek bir genişlemeye neden olmaktadır. Dolayısıyla bu bölgede dilin de dişlerin palatinal yüzeylerine daha fazla baskı yapmış olabileceğini düşünebiliriz. Ancak sonlu elemanlar stres analizinde kassal kuvvetlerin simüle edilememesi bu konudaki en önemli bilgi limitasyonlarından biridir.

Çalışmamızın sonucunda ark telleri her ne kadar az miktarlarda mesio-distal etkiye sebep olmuşlarsa da premolarlarda ve molarlarda labial teknik ile mesiale, lingual teknik ile distale devrilme bulunmuştur. Labial teknikte genel olarak tüm dişlerin değişen oranlarda mesial yönde hareket ettiği, lingual teknikte ise kesici-kanin bölgesinde çok hafif retraksiyon gözleendiği birinci premolar-ikinci molar bölgesinde ise dişlerin çok hafif distal yönde hareket ettiği bulgulanmıştır. Çekimsiz vakalarda labial ve lingula teknikler arasındaki ekspansiyon farklılıklarını 3 boyutlu sonlu elemanlar tekniği kullanarak inceleyen başka bir çalışma tespit edilememiş olmasından dolayı, çalışmamızın bu alandaki öncü bulgulara neden olduğu kanaatindeyiz. Bu nedenle bu bulgumuz literatür bulgusuyla karşılaştırılamamıştır.

Sung ve diğerleri, birinci premolarları çekerek kanin distalizasyonu işlemini labial ve lingual teknik ile gerçekleştirmeyi simüle ettikleri 3D SESA çalışmalarında tüm ön bölge dişlerinin labial teknikte posteriora doğru eğimlendiğini arka bölge dişlerin ise az miktarda da olsa mesial yönde hareket ettiğini bulgulanmışlardır. Çalışmamızda ise yapılarda oluşan gerilmeler ve diş hareketleri Sung ve diğerlerinin çalışma sonuçlarının tam tersi yönünde olmuşlardır. Çalışmalar arasında ki temel fark kanin retraksiyonu ve ekspansiyon uygulamasının birbirine zıt yönlü kuvvetler

oluşturmasıdır. Bu nedenle çalışmalar arasında bahsi geçen farklı sonuçlar bulunduğu yorumlanmaktadır (Sung ve diğerleri, 2003).

Lombardo ve diğerleri, mandibular model üzerinde birinci premolarları çekerek kütleli (en-masse) retraksiyon prosedürünü labial ve lingual teknik ile gerçekleştirmeyi simüle ettikleri 3D SESA çalışmalarında lingual teknikte tüm dentisyonda labial tekniğe oranla daha az mesializasyon olduğunu, hem lingual hem de vestibül teknikte ön dişlerde ekstrüzyon ve lingual teknikte daha fazla olmakla birlikte kesici dişlerde linguale devrilme bulgularıdır. Çalışmamızda ise mesial ve distal hareketler göz önüne alındığında labial teknikte mesializasyon, lingual teknikte ise distalizasyon gözlemlenmiştir ve bulgularımız Lombardo ve diğerlerinin labial teknik bulguları ile uyumludur. Lingual teknikteki farklı sonuçlar ise, uygulanan kuvvet büyüklüklerinin ve bu kuvvetlerin uygulanma noktalarının farklı olmasından dolayı uyuşmamaktadır. Çalışmamızda kanin braketinin tam orta noktasından 100 gram kuvvet yüklemesi simüle edilirken, Lombardo ve arkadaşları, çekim dolayısıyla, distal yönlü ve kanin çengelinden 300 gram kuvvet uygulamışlardır. Çekim yapıldığından dolayı diğer diş hareketlerinin bizim çalışmamızın bulguları ile karşılaştırılması mümkün değildir (Lombardo ve diğerleri, 2014).

Araştırmamızın sonucunda ekspansiyon kuvvetinin etkisi vertikal yönde değerlendirildiğinde hem ön bölge hem de arka bölge dişlerinde her iki tekniğin birbirine zıt etki oluşturduğu belirlenmiştir. Labial teknik ile ön bölgede intrüzyon, arka bölgede ekstrüzyon hareketi gözlemlenirken, lingual teknik ile ön bölgede ekstrüzyon, arka bölgede ise intrüzyon hareketi gözlemlenmiştir. Aslında labial teknikte gerçekleşen overjet artışı kesici dişlerin insizal kenarlarının bukkale hareket ederken ‘‘ Z (düşey)’’ düzleminde hafifçe gömülmüş olması durumunu da beraberinde getirmektedir. Bir başka deyişle, intrüziv kuvvet uygulanmamakla beraber kesici kenar yükselmiş gibi görüldüğünden dolayı ve bu nokta bizim ölçüm noktamız olduğu için sonlu elemanlar analizinde sonuçlar bu şekilde tezahür etmiştir. Posterior bölgedeki hareket de aynı şekilde yorumlanmalıdır.

Ayrıca alt kesici dişlerin kesici kenarlarının üst kesici dişlerin braketlerine temas etmesi sonucu oluşan kapanışı açma etkisiyle lingual teknikte yüz

konveksitesinde, alt yüz yüksekliğinde ve mandibular düzlem açısında artış olduğu bildirilmiştir (Fulmer ve Kuftinec, 1989, Gorman ve Smith, 1991). Bu bağlamda, araştırmamızın alt kesici dişlerin üst kesici dişlerin braketleri aracılığıyla oluşturduğu kapanışı açma etkisini yansıtmaması bir sınırlama olarak düşünülebilir. Yine de klinisyenler lingual tekniğin kapanışı açma etkisini göz ardı etmemelidirler.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızın bulguları genel klinik bilgiler ile beraber düşünülerek sentezlenecek olursa;

- 1- Lingual tekniğin kanin-birinci premolar bölgesindeki darlığı labial tekniğe göre daha iyi çözebileceği anlaşılmaktadır.
- 2- Labial tekniğin kesici dişlere protrüzyon yaptırarak ön bölgedeki darlığı çözmede daha efektif olabileceği sonucuna ulaşılabilir.
- 3- Labial teknikte genel olarak tüm dişlerin değişen oranlarda mesial yönde hareket ettiği bulgulanmıştır.
- 4- Lingual teknikte, kesici-kanin bölgesinde çok hafif retraksiyon gözlendiği birinci premolar-ikinci molar bölgesinde ise dişlerin çok hafif distal yönde hareket ettiği bulgulanmıştır. Arka bölgede ankrajın korunmasının önemli olduğu ve overjet eliminasyonunun gerektiği olgularda lingual tekniğin avantajlı olduğu düşünülmektedir.

Farklı alaşımlardan üretilmiş ark telleri, farklı braketleme sistemleri ve farklı ligatürleme işlemleri uygulanarak yapılacak ve klinik çalışmalarla desteklenecek yeni araştırmaların bu konuya anlamlı katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Akkaya, S., Lorenzon, S. ve Ucem, T.T. (1998). Comparison of dental arch and arch perimeter changes between bonded rapid and slow maxillary expansion procedures. *European Journal of Orthodontics*, 20(3), 255-261.
- Akkaya, S., Lorenzon, S. ve Ucem, T.T. (1999). A comparison of sagittal and vertical effects between bonded rapid and slow maxillary expansion procedures. *European Journal of Orthodontics*, 21, 175-180.
- Alexander, C.M., Alexander, R.G. ve Sinclair, P.M. (1983). Lingual orthodontics: A status report. Part 6. Patient and practice management. *Journal of Clinical Orthodontics*, 17, 240-246.
- Alexander, C.M., Alexander, R.G., Gorman, J.C., Hilgers, J.J., Kurz, C., Scholz, R.P. ve diğ erleri. (1982). Lingual orthodontics. A status report. *Journal of Clinical Orthodontics*, 4, 255-262.
- Altuğ, Z. (1991). Ç ekimli ve ç ekimsiz vakalarda lingual teknik. *Türk Ortodonti Dergisi*, 4(1), 95-104.
- Asbell, M.B. (1990). A brief history of orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(2), 176-183.
- Baek, S.H., Shin, S.J., Ahn, S.J. ve Chang, Y.I. (2008). Initial effect of multiloop edgewise archwire on the mandibular dentition in Class III malocclusion subjects. A three-dimensional finite element study. *European Journal of Orthodontics*, 30, 10-15.
- Bagga, D.K. (2007). Lingual Orthodontics Versus Labial Orthodontics: An Overview. *Journal of Indian Orthodontic Society*, 41(2), 70-73.

- Bassarelli, T., Dalstra, M. ve Melsen, B. (2005). Changes in clinical crown height as a result of transverse expansion of the maxilla in adults. *European Journal of Orthodontics*, 27, 121-128.
- Başçiftçi, F.A. ve Karaman, A.I. (2002). Effects of modified acrylic bonded rapid maxillary expansion appliance and vertical chin cap on dentofacial structures. *Angle Orthodontist*, 72, 61-71.
- Başçiftçi, F.A., Korkmaz, H.H., Uşümez, S. ve Eraslan, O. (2008). Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(6), 773-781.
- Başçiftçi, F.A., Mutlu, N., Karaman, A.I., Malkoc, S. ve Küçükkolbasi, H. (2002). Does the Timing and Method of Rapid Maxillary Expansion Have an Effect on the Changes in Nasal Dimensions? *The Angle Orthodontist*, 72, 118-123.
- Baty, D.L., Storie, D.J. ve Fraunhofer, J.A. (1994). Synthetic elastomeric chains: A literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 105(6), 536-542.
- BeGole, E.A., Fox, D.L. ve Sadowsky, C. (1998). Analysis of change in arch form with premolar expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113, 307-315.
- Bicakci, A.A., Agar, U., Sökücü, O. Babacan, H. ve Doruk, C. (2004). Nasal airway changes due to rapid maxillary expansion timing. *The Angle Orthodontist*, 75, 1-6.
- Biederman, W. (1973). Rapid correction of Class III malocclusion by midpalatal expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 63, 47-55.

- Bishara, S.E. ve Staley, R.N. (1987). Maxillary Expansion: Clinical Implications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 91, 3-14.
- Bishara, S.E. ve Ziaja, R.R. (1989). Functional appliances: A review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95, 250-258.
- Borchers, L. ve Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 62, 155-159.
- Brantley, W.A. (2002). 4. Bölüm: Orthodontic Wires. Brantley, W.A. ve Eliades, T. (Ed.). *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*. (s. 77-104). Thieme Medical Publishers, New York.
- Brauer, J.R. (1993). What every engineer should know about finite element analysis. Marcel Dekker, New York.
- Brece, G.L. ve Nieberg, L.G. (1986). Motivations for adult orthodontic treatment. *Journal of Clinical Orthodontics*, 20, 166-171.
- Burstone, C.J. ve Goldberg, A.J. (1980). Beta titanium: A new orthodontic alloy. *American Journal of Orthodontics*, 77(2), 121-132.
- Caniklioğlu, C. ve Öztürk, Y. (2003). Lingual ortodonti ve estetik. *Türk Ortodonti Dergisi*, 16(3), 224-231.
- Capellozza, F. L., Cardoso, N. J., da Silva, F. O. ve Ursi, W. J. (1995). Non-surgically assisted rapid maxillary expansion in adults. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 11(1), 57-66.
- Caputo, A.A. ve Standlee, J.P. (1987). Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing Company, Chicago.

- Carmen, M., Marcella, P., Giuseppe, C. ve Roberto, A. (2000). Periodontal evaluation in patients undergoing maxillary expansion. *Journal of Craniofacial Surgery*, 11(5), 491-494.
- Ceylan, İ., Oktay, H. ve Demirci M. (1996). The effect of rapid maxillary expansion on conductive hearing loss. *The Angle Orthodontist*, 66(4), 301-308.
- Ciambotti, C., Ngan, Durkee, M., Kohli, K. Ve Kim, H. (2001). A comparison of dental and dentoalveolar changes between rapid palatal expansion and nickel-titanium palatal expansion appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119, 11-20.
- Cook, S. D., Klawitter, J. J. ve Weinstein, A. M. (1982). A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *Journal of dental research*, 61(8), 1006-1009.
- Cope, J.B. (2005). Temporary Anchorage Devices in Orthodontics: A Paradigm Shift. *Seminars in Orthodontics*, 11, 3-9.
- Craig, R.G. ve Hanks, C.T. (1993). Restorative dental materials. 9th ed. Mosby, Saint Louis.
- Cureton, S.L. ve Cuenin, M. (1999). Surgically assisted rapid palatal expansion: Orthodontic preparation for clinical success. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116, 46-59.
- Çağlar, A. (2003). *Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-Distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi*. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.

- D'lima, D.D., Townsed, C.P., Arms, S.W., Morris, B.A., Colwell, C.W.Jr. (2005). An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *Journal of Biomechanics*, 38, 299-304.
- Dalstra, M. ve Melsen B. (2004). Does the transition temperature of Cu–NiTi archwires affect the amount of tooth movement during alignment? *Orthodontics and Craniofacial Research*, 7, 21–25.
- Damon D.H. (2005). 18. Bölüm: Treatment of the face with biocompatible orthodontics. Graber T.M., Vanarsdall R.L. ve Vig K. (Ed.). *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. (4.bs.) (s. 753-832). Elsevier, Mosby, 11830 Westline Industrial Drive, Saint Louis, Missouri.
- Damon, D.H. (1998a). The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. *Clinical Orthodontics and Research*, 1, 52.
- Damon, D.H. (1998b). The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *Journal of Clinical Orthodontics*, 32, 670–80.
- Darendeliler, M.A., Strahm, C. ve Joho, J.P. (1994). Light maxillary expansion forces with the magnetic expansion device. A preliminary investigation. *European Journal of Orthodontics*, 16, 479-490.
- Davies, A.J. (1986). The finite element method: A first approach. Clarendon Press, Oxford University Press, Oxford, New York.
- Donohue, V.E., Marshman, L.A.G. ve Winchester, L.J. (2004). A clinical comparison of the quadhelix appliance and the nickel titanium (tandem loop) palatal expander: a preliminary, prospective investigation. *European Journal of Orthodontics*, 26, 411-420.

- Duaibis, R., Kusnoto, B., Natarajan, R., Zhao, L. ve Evans, C. (2012). Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontist*, 82(5), 875-880.
- Erbay, E. (1991). Düz tel tekniği. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(2), 89-100.
- Erkmen, E., Şimşek, B., Yücel, E. ve Kurt, A. (2005). Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis: Part 1: advancement surgery-posterior loading. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 34(5), 551-558.
- Eskitaşçıoğlu, G. ve Yurdukoru, B. (1995). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22, 201-205.
- Fagan, M.J. (1999). Finite element analysis: Theory and practice. Longman Scientific & Technical, Harlow, Essex, England.
- Farah, J. W., Craig, R. G. ve Meroueh, K. A. (1989). Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *Journal of Oral Rehabilitation*, 16(6), 603-611.
- Ferreira, M.A., Luersen, M.A. ve Borges, P.C. (2012). Nickel-titanium alloys: a systematic review. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 17(3), 71-82.
- Field, C., Ichim, I., Swain, M.V., Chan, E., Darendeliler, M.A., Li, W. ve Li, Q. (2009). Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135, 174-181.
- Filho, O.G., Lara, T.S., Silva, H.C. ve Bertoz, F.A. (2006). Post expansion evaluation of the midpalatal suture in children submitted to rapid palatal expansion: a CT study. *Journal of Pediatric Dentistry*, 31(2), 142-148.

- Fonseca, R.J. (Ed.) (2000). *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. Philadelphia: Saunders.
- Fortini, A., Lupoli, M. ve Cacciafesta, V. (2005) A new low-friction ligation system. *Journal of Clinical Orthodontics*, 39, 464-70.
- Frost, H.M. (2004). A 2003 Update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthodontist*, 74, 3-15.
- Fuck, L.M., Wiechmann, D. ve Drescher, D. (2005). Comprasion of the initial orthodontic force systems produced by a new lingual bracket system and a straight-wire appliance. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 66, 363-376.
- Fujita, K. (1979). New orthodontic treatment with lingual bracket mushroom arch wire appliance. *American Journal of Orthodontics*, 76, 657-675.
- Fulmer, D.T. ve Kuftinec, M.M. (1989). Cephalometric appraisal of patients treated with fixed lingual orthodontic appliance: Historic review and analysis of cases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(6), 514-520.
- Gautam, P., Valiathan, A. ve Adhikari, R. (2007). Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132, 5.e1-5.e11.
- Geng, J., Tan, K.B.C. ve Liu, G. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
- Germon, S., Romano, R. ve Brosh, T. (2004). Vertical forces in labial and lingual orthodontics applied on maxillary incisos-a theoretical approach. *Angle Orthodontist*, 74, 195-201.

- Geron, S. (2006). Finishing with lingual appliances, problems and solutions. *Seminars in Orthodontics*, 12, 191-202.
- Geron, S., Romano, R. ve Brosh, T. (2004). Vertical forces in labial and lingual orthodontics applied on maxillary incisors—A theoretical Approach. *Angle Orthodontist*, 74(2), 195-201.
- Goodacre, C.J., Brown, D.T., Roberts, W.E. ve Jeiroudi, M.T. (1997). Prosthodontic considerations when using implants for orthodontic anchorage. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 77, 162-170.
- Gorman, J.C. ve Smith, R.J. (1991). Comparison of treatment effects with labial and lingual fixed appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99, 202-209.
- Gorman, J.C., Hilgers, J.J. ve Smith J.R. (1983). Lingual orthodontics: A status report. Part 4: Diagnosis and treatment planning. *Journal of Clinical Orthodontics*, 17, 26-35.
- Gracco, A., Cirignaco, A., Cozzani, M., Boccaccio, A., Pappalettere, C. ve Vitale, G. (2009). Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *European Journal of Orthodontics*, 31, 12-20.
- Güvenç, T.N. ve Kocadereli, İ. (2006). Ankraj Sistemlerine Genel Bakış: Ortodontide Mikroimplant Ankraj Sistemleri. *Journal of Clinical Orthodontics*, 9(1), 68-75.
- Haas, A.J. (1980). Long-Term Posttreatment Evaluation of Rapid Palatal Expansion. *The Angle Orthodontist*, 50(3), 189-217.
- Halıcıoğlu, K. ve Yavuz, İ. (2011). Literatür Derlemesi Üst Çene Genişletmesinde Apareyler ve Felsefeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi*, 4, 32-39.

- Hamdan, A. ve Rock, P. (2008). The effect of different combinations of tip and torque on archwire/bracket friction. *European Journal of Orthodontics*, 30, 508-514.
- Handelman, C. S., Wang, L., BeGole, E. A. ve Haas, A. J. (2000). Nonsurgical rapid maxillary expansion in adults: report on 47 cases using the Haas expander. *The Angle orthodontist*, 70(2), 129-144.
- Handelman, C.S. (1997). Nonsurgical rapid maxillary alveolar expansion in adults: a clinical evaluation. *Angle Orthodontist*, 67, 291–305.
- Harada, K., Sato, M. ve Omura, K. (2004). Blood-flow change and recovery of sensibility in the maxillary dental pulp during and after maxillary distraction: a pilot study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 98(5), 528-532.
- Harberson, V.A. ve Myers, D.R. (1987). Midpalatal suture opening during functional posterior cross-bite correction. *American Journal of Orthodontics*, 74, 310-313.
- Harrison, J.E. ve Ashby, D. (2001). Orthodontic treatment for posterior crossbites. *The Cochrane Library*, 1, 1-19.
- Hart, R.T., Hennebel, V.V., Thongpreda, N., Buskirk, W.C. ve Anderson, R.C. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study. *Journal of Biomechanics*, 25(3), 261-286.
- Hicks, E.P. (1978). Slow maxillary expansion. A clinical study of the skeletal versus dental response to low-magnitude force. *American Journal of Orthodontics*, 73(2), 121-141.
- Hocevar, R.A. (1981). Understanding, planning, and managing tooth movement: orthodontic force system theory. *American Journal of Orthodontics*, 80, 457-77.

- Holberg, C., Holberg, N. Ve Rudzki-Janson, I. (2008). Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial of Orthopedics*, 134(1), 53-59.
- Howe, R.P. (1982). Palatal expansion using a bonded appliance. Report of a case. *American Journal of Orthodontics*, 82(6), 464-468.
- Huang, L., Shotwell, J.I. ve Wang, H. (2005). Dental implants for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127, 713-722.
- Huiskes, R. (2000). If bone is the answer, then what is the question? *Journal of Anatomy*, 197, 145-156.
- Isaacson, R.J. ve Ingram, A.H. (1964). Forces Produced by Rapid Maxillary Expansion. II. Forces Present During Treatment. *The Angle Orthodontist*, 34(4), 261-270.
- Isaacson, R.J., Wood, J.L. ve Ingram, A.H. (1964). Forces produced by rapid maxillary expansion. I. Design of the force measuring system. *The Angle Orthodontist*, 34, 256-260.
- Isık, F., Sayınsu, K., Nalbantgil, D. ve Arun, T.(2005). A comparative study of dental arch widths: extraction and non-extraction treatment. *European Journal of Orthodontics*, 27, 585-589.
- Işeri, H. ve Özsoy, S. (2004). Semirapid maxillary expansion- A study of long-term transverse effects in older adolescents and adults. *Angle Orthodontist*, 74, 71-78.
- Işeri, H., Tekkaya, A.E., Öztan, Ö. ve Bilgiç, S. (1998). Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *European Journal of Orthodontics*, 20, 347-356.

- Jacobs, C.R. (2000). The mechanobiology of cancellous bone structural adaptation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37, 209-216.
- Jafari, A., Shetty, K.S. ve Kumar, M. (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *Angle Orthodontist*, 73, 12-20.
- Juvvadi, S.R., Kailasam, V., Padmanabhan, S. ve Chitharanjan, A.B. (2010). Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138, 623-630.
- Karaman, A.İ., Malkoç, S., Başçiftçi, F.A. ve Mutlu, N. (2001). Normal ve cerrahi destekli rapid maksiller ekspansiyon uygulamaları. *Türk Ortodonti Dergisi*, 14(2), 81-88.
- Khattab, T.Z., Hajeer, M., Farah, H. ve Al-Sabbagh, R. (2014). Maxillary dental arch changes following the leveling and alignment stage with lingual and labial orthodontic appliances: a preliminary report of a randomized controlled trial. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 15(5), 561-566.
- Kim, E. ve Gianelly, A.A. (2003). Extraction vs nonextraction: Arch widths and smile esthetics. *Angle Orthodontist*, 73, 354-8.
- Knoell, A.C. (1977). A mathematical model of an in vitro human mandible. *Journal of Biomechanics*, 10, 159-166.
- Kojima, Y. ve Fukui, H. (2008). Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(4), 335.e1-335.e7.
- Korkmaz, T. (1995). *İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Oklüzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının*

Holografik İnterferometre Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.

Koudstaal, M.J., Poort, L.J., van der Wal, K.G.H., Wolvius, E.B., Prahl-Andersen, B. ve Schulten, A.J.M. (2005). Surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME): a review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 34, 709-714.

Kurz, C. ve Romano, R. (1998). Lingual orthodontics: historical perspective. Romano, R. (Ed.). *Lingual orthodontics*. B.C. Decker, Hamilton.

Kusy, R.P. (1997). A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthodontist*, 67(3), 197-208.

Kusy, R.P. (2002). Orthodontic biomaterials: From the past to the present. *Angle Orthodontist*, 72(6), 501-512.

Kusy, R.P. ve Whitley, J.Q. (2007). Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum, and nickel-titanium archwires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131, 229-237.

Kutin, G. ve Hawes, R.R. (1969). Posterior cross-bites in the deciduous and mixed dentitions. *American Journal of Orthodontics*, 56, 491-504.

Lagravere, M.O., Heo, G., Major, P.W. ve Flores-Mir, C. (2006). Meta-analysis of immediate changes with rapid maxillary expansion Treatment. *Journal of American Dental Association*, 137, 44-53.

Lagravere, M.O., Major, P.W. ve Flores-Mir, C. (2005). Long-term skeletal changes with rapid maxillary expansion: A systematic review. *Angle Orthodontist*, 75, 1046-1052.

- Lagravere, M.O., Major, P.W. ve Flores-Mir, C. (2005). Skeletal and dental changes with fixed slow maxillary expansion treatment. A systematic review. *Journal of the American Dental Association*, 13, 194-199.
- Lagravere, M.O., Major, P.W. ve Flores-Mir, C. (2006). Dental and skeletal changes following surgically assisted rapid maxillary expansion. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 35, 481-487.
- Lamparski, D.G., Rinchuse, D.J., Close, J.M. ve Sciote, J.J. (2003). Comparison of skeletal and dental changes between 2-point and 4-point rapid palatal expanders. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123, 321-328.
- Lee, J.S., Kim, J.K., Park, Y. ve Vanarsdall, R.L. (2007). Fundamentals of skeletal anchorage. Bywaters, L.C. (Ed.). *Applications of orthodontic mini-implants*. (s. 13-28). Chandler Drive, Hanover Park: Quintessence Publishing Company, Incorporation.
- Lee, N. K. ve Baek, S. H. (2012). Stress and displacement between maxillary protraction with miniplates placed at the infrazygomatic crest and the lateral wall: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 345-351.
- Liang, W., Rong, Q., Lin, J. ve Baouha, X. (2009). Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: A 3-dimesional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135, 316-322.
- Lima, A.C., Lima, A.L., Filho, R.M.A. ve Oyen, O.J. (2004). Spontaneous mandibular arch response after rapid palatal expansion: A long-term study on Class I malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126, 576-582.

- Ling, P.H. (2005). Lingual orthodontics: History, misconceptions and clarification. *Journal of the Canadian Dental Association*, 71(2), 99-102.
- Lombardo, L., Arreghini, A., Ardha, K., Scuzzo, G., Takemoto, K. ve Siciliani G. (2011). Wire load-deflection characteristics relative to different types of brackets. *International Orthodontics*, 9(1), 120–39.
- Lombardo, L., Gracco, A., Zampini, F., Stefanoni, F. ve Mollica, F. (2010). Optimal palatal configuration for miniscrew applications. *Angle orthodontist*, 80(1), 145-152.
- Lombardo, L., Scuzzo, G., Arreghini, A., Gorgun, O., Ortani Y.O. ve Siciliani, G. (2014). 3D FEM comprasion of lingual and labial orthodontics in en masse retraction. *Progress in Ortohodontics*, 15(1), 38.
- Macchi, A., Carrafiello, G., Cacciafesta, V. ve Norcini, A. (2006). Three-dimensional digital modeling and setup. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129, 605-610.
- MacGregor, A.R., Miller, T.P. ve Farah, J.W. (1980). Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end saddles. *Journal of Dentistry*, 8, 27-34.
- Mackerle, J. (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003. *Computer Mechanics in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(5), 277-303.
- Mallory, D.C., English, J.D., Powers, J.M., Brantley, W.A. ve Bussa, H.I. (2004). Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126, 110-112.
- Matasa, C.G. (2005). 9. Bölüm: Biomaterials in Orthodontics. Graber, T.M., Vanarsdall, R.L. ve Vig, K.M.L. (Ed.). *Orthodontics: Current Principles and*

Techniques (4.bs.) (s. 345-390). Elsevier, Mosby, 11830 Westline Industrial Drive, Saint Louis, Missouri.

McNamara, J.A. (2000). Maxillary transverse deficiency. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(5), 567-570.

McNamara, J.A. (2008). *Microimplants as Temporary Orthodontic Anchorage [Bildiri]*, Moyers Symposium: 34, Ann Arbor, University of Michigan Center of Human Growth.

Meijer, H.J.A., Kuiper, J.H., Starman, F.J.M. ve Bosman, F. (1992). Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68, 96-102.

Melsen, B. (1975). Palatal growth studied on human autopsy material. A histologic microradiographic study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 68, 42-54.

Memikoglu, T.U. ve Işeri, H. (1999). Effects of a bonded rapid maxillary expansion appliance during orthodontic treatment. *The Angle Orthodontist*, 69(3), 251-256.

Meriç, G., Erkmen, E., Kurt, A., Tunç, Y. ve Eser, A. (2011). Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 6, 25-32.

Mew, J. (1983). Relapse following maxillary expansion. A study of twenty-five consecutive cases. *American Journal of Orthodontics*, 83, 56-61.

Mew, J. (1997). In favor of semirapid expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 112, 20A-21A.

- Miyawaki, S., Yasuhara, M. ve Koh, Y. (1999). Discomfort caused by bonded lingual orthodontic appliances in adult patients as examined by retrospective questionnaire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115, 83-88.
- Mohammed Ibrahim, M., Thulasingham, C., Nasser, K.S., Balaji, V., Rajakumar, M. ve Rupkumar, P. (2011). Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 11(3), 165-171
- Mommaerts, M.Y. (1999). Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. *British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 37, 268-272.
- Moss, M.L. (1997a). The functional matrix hypothesis revisited. 1. The role of mechanotransduction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112, 8-11.
- Moss, M.L. (1997b). The functional matrix hypothesis revisited. 2. The role of an osseous connected cellular network. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112, 221-226.
- Moss, M.L. (1997c). The functional matrix hypothesis revisited. 3. The genomic thesis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112, 338-342.
- Moss, M.L. (1997d). The functional matrix hypothesis revisited. 4. The epigenetic antithesis and the resolving synthesis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112, 410-417.
- Moss, M.L. ve Salentijn, L. (1969). The primary role of functional matrices in facial growth. *American Journal of Orthodontics*, 55(6), 566-577.

- Motoyoshi, M., Hirabayashi, M., Shimazaki, T. ve Namura, S. (2002). An experimental study on mandibular expansion: increases in arch width and perimeter. *European Journal of Orthodontics*, 24(2), 125-130.
- Nagahara, K., Murata, S., Nakamura, S. ve Tsuchiya T. (1999). Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *Angle orthodontist*, 69(4), 372-379.
- Nakano, H., Satoh, K., Norris, R., Jin, T., Kamegai, T., Ishikawa F. ve diğeri. (1999). Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115, 390-395.
- Ochiai, K.T., Ozawa, S., Caputo, A.A. ve Nishimura, R.D. (2003). Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected protheses with segmented and nonsegmented abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 495-502.
- Oliveira, N.L., Da Silveira, A.C., Kusnoto, B. ve Viana, G. (2004). Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: A comparison of 2 kinds of palatal expanders. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126, 354-362.
- Oltjen, J.M., Duncanson, M.G., Ghosh, J., Nanda, R.S. ve Currier, G.F. (1997). Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. *The Angle Orthodontist*, 67(3), 209-218.
- Oyar, P. (2002). *Farklı diş preparasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi ile incelenmesi*. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.
- Öztürk, M., Doruk, C., Özeç, I., Polat, S., Babacan, H. ve Biçakci, A. A. (2003). Pulpal blood flow: effects of corticotomy and midline osteotomy in surgically assisted rapid palatal expansion. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 31(2), 97-100.

- Pandis, N. ve Bourauel, P. (2010). Nickel-Titanium (NiTi) arch wires: The clinical significance of super elasticity. *Seminars in Orthodontics*, 16, 249-257.
- Panigrahi, P. ve Vineeth, V. (2009). Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. *Angle Orthodontist*, 79(4), 668-675.
- Parfitt, A.M., Drezner, M.K., Glorieux, F.H., Kanis, J.A., Malluche, H., Meunier, P.J. ve diğerleri. (1987). Bone Histomorphometry: Standardization of Nomenclature, Symbols, and Units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. *Journal of Bone and Mineral Research*, 2, 595-610.
- Patra, A. K., DePaolo, J. M., D'Souza, K. S., DeTolla, D. ve Meenaghan, M. A. (1998). Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dentistry*, 7(4), 355-368.
- Persson, M. ve Thilander, B. (1977). Palatal suture closure in man from 15 to 35 years of age. *American Journal of Orthodontics*, 72, 42-52.
- Phillips, R.W. (1991). Skinner's science of dental materials. 9th ed. W.B. Saunders Company, Philadelphia.
- Phulari, B.S. (Ed.) (2013). History of Orthodontics. 8.Bölüm: *Angle's Contribution to the Faculty of Orthodontics*. (s. 59-75). Jaypee Brothers Medical Publication, Philadelphia, Pennsylvania.
- Proffit W.R. ve Fields, H.W.Jr. (Ed.) (2000). 3.Bölüm: Diagnosis and Treatment Planing. *Contemporary Orthodontics* (3. bs.) (s. 145-293). Mosby Incorporation, Saint Louis, Missouri, United States.
- Proffit, W.R. ve Fields, H.W.Jr. (Ed.) (2000). 10.bölüm: Mechanical Principles in Orthodontic Force Control. *Contemporary Orthodontics* (3.bs.). (s. 326-361). Mosby Incorporation, Saint Louis, Missouri, United States.

- Proffit, W.R. ve White, R.P. (2003). Dentofacial problems: Prevalance and treatment need. Proffit W.R., White, R.P., Sarver, D.M. (Ed.). *Contemporary treatment of dentofacial deformity*. (s. 2-28). Saint Louis, London, Philidelphia, Sydney, Toronto: Mosby.
- Prososki, R.R., Bagby, M.D. ve Erickson, L.C. (1991). Statical frictional force and surface roughness of nickel-titanium archwires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 100, 341-348.
- Provatidis, C.G., Georgiopoulos, B., Kotinas, A. ve McDonald, J.P. (2008). Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. *European Journal of Orthodontics*, 30(5), 437-448.
- Pryputniewicz, R.J., Burstone, C.J. ve Bowley, W.W. (1978). Determination of arbitrary tooth displacements. *Journal of Dental Research*, 57, 663-674.
- Reicheneder C.A., Baomet U., Gedrange T., Proff P., Faltermeier A. ve Muessig D. (2007). Frictional properties of aesthetic brackets. *European Journal of Orthodontics*, 29, 359-365.
- Rice, J. C., Cowin, S. C. ve Bowman, J. A. (1988). On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics*, 21(2), 155-168.
- Richmond, B.G., Wright, B.W., Grosse, I., Dechow, P.C., Ross, C.F., Spencer, M.A. ve diğeri. (2005). Finite element analysis in functional morphology. *The Anatomical Record Part A*, 283A, 259-274.
- Rieger, M. R., Mayberry, M. ve Brose, M. O. (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(6), 671-676.

- Roberts, W. ve Hartsfield, Jr.J. (1996). Multidisciplinary Management of Congenital and Acquired Compensated Malocclusions: Diagnosis, Etiology and Treatment Planning. *Journal of the Indiana Dental Association*, 76, 42-43, 45-48, 50-51, quiz 52.
- Roberts, W.E. ve Hartsfield, J.K. (2004). Bone development and function: Genetic and environmental mechanisms. *Seminars in Orthodontics*, 10(2), 100-122.
- Roberts, W.E., Huja, S. ve Roberts, J.A. (2004). Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives. *Seminars in Orthodontics*, 10(2), 123-161.
- Roberts, W.E., Roberts, J.A., Epker, B.N., Burr D.B., Hartsfield, Jr.J.K. (2006). Remodeling of Mineralized Tissues, Part I: The Frost Legacy. *Seminars in Orthodontics*, 12(4), 216-237.
- Roesler, H. (1987). The history of some fundamental concepts in bone biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 20, 1025-1034.
- Ruan, W., Pan, C. Z., Huang, G. Q., Li, Y. L., Ge, J. B. ve Shu, X. H. (2005). Assessment of left ventricular segmental function after autologous bone marrow stem cells transplantation in patients with acute myocardial infarction by tissue tracking and strain imaging. *Chinese medical journal*, 118(14), 1175-1181.
- Sandıkçioğlu, M. ve Hazar, S. (1997). Skeletal and dental changes after maxillary expansion in the mixed dentition. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111, 321-327.
- Schwaninger, B. (1978). Evaluation of the straight arch wire concept. *American Journal of Orthodontics*, 74(2), 188-196.
- Scuzzo, G., Takemoto, K. (Ed.). (2003). Lingual straight-wire technique. *Invisible orthodontics*. (s. 145-156). Berlin, Quintessence Verlag.

- Singh, G.D. ve Clark, W.J. (2001). Localization of mandibular changes in patients with class II division 1 malocclusions treated with twin-block appliance: Finite element scaling analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(4), 419-425.
- Singh, S., Mogra, S., Shetty, V. S., Shetty, S. ve Philip, P. (2012). Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 327-336.
- Sung, S.J., Baik, H.S., Moon, Y.S., Yu, H.S. ve Cho, Y.S. (2003). A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123, 441-450.
- Suri, L. ve Taneja, P. (2008). Surgically assisted rapid palatal expansion: A literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133, 290-302.
- Tanne, K. ve Sakuda, M. (1991). Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Angle Orthodontist*, 61(2), 145-152.
- Tanne, K., Hiraga, J., Kaiuchi, K., Yamagata, Y. ve Sakuda, M. (1989). Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(3), 200-207.
- Taşpınar, F., Üçüncü, H. ve Bishara S.E. (2003). rapid maxillary expansion and conductive hearing loss. *The Angle Orthodontist*, 73, 669-673.

- Timms, D.J. (1980). A study of basal movement with rapid maxillary expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 77(5), 500-507.
- Timms, D.J. (1981). Rapid maxillary expansion in the treatment of nocturnal enuresis. *The Angle Orthodontist*, 60(3), 229-233.
- Toroglu, M.S., Uzel, E., Kayalioglu, M. ve Uzel, İ. (2002). Asymmetric maxillary expansion (AMEX) appliance for treatment of true unilateral posterior crossbite. *American Journal of Orthopedics and Dentofacial Orthopedics*, 122, 164-173.
- Tosun, Y. (Ed.) (1999). 2.Bölüm: Ortodontik kuvvetin oluşturulması ve sabit apareylerin planlanması. *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*. (s. 20-89). Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir.
- Ulusoy, Ç. ve Darendeliler, N. (2008). Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: A 3-dimensional finite element stress analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), 490.e9-490.e15.
- Ulusoy, M. ve Aydın, K. (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. (2. bs). (s. 96-115). Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, Türkiye.
- Ulusoy, M.Ç. (2006). *Sınıf 2 Malokluzyonlarda Kullanılan Aktivatör ve Aktivatör - High Pull Headgear Uygulamalarının Mandibula Üzerindeki Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Metodu İle İncelenmesi*. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
- Ülgen, M. (1986). Lingual teknik. *Oral Mesleki ve Aktüel Dişhekimliği Dergisi*, 6-8.
- Ülgen, M. (Ed.) (1990). 8.Bölüm: Diş Kavsi, Çene Genişletmesi. 15.Bölüm: Edgewise Teknik. *Ortodontik Tedavi Prensipleri* (3. bs.). (s. 104-115), (s. 270-485) .

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın No: 15, Ankara, Türkiye.

Ülgen, M. (Ed.) (2001). 1.Bölüm: Giriş. *ORTODONTİ Anomaliler, Sefalometri, Etiyoloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı* (2. bs.). (s. 1-8). Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın No: 20, Ankara, Türkiye.

Ünal, Ş.İ. (2000). *Rotasyonel Giriş Yollu Hareketli Bölümlü Protezlerde Retansiyon ve Stabilité Özelliklerinin Bilinen Protezlerle Karşılaştırılması*. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.

Vanderby, R.Jr. ve Kohles, S.S. (1991). Thermographic stress analysis in cortical bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113, 418-422.

Vollmer, D., Meyer, U., Joos, U., Vegh, A. ve Piffko, J. (2000). Experimental and finite element study of a human mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 28, 91-96.

Wahl, N. (2005a). Orthodontics in 3 millennia. Chapter 1: Antiquitt to the mid-19th century. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127, 255-259.

Wahl, N. (2005b). Orthodontics in 3 millennia. Chapter 2: Entering the modern era. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127, 510-515.

Weaver, K.E., Tremont, T.J., Ngan, P., Fields, H., Dischinger, T., Martin, C. ve diğerleri. (2012). Changes in dental and basal archforms with preformed and customized archwires during orthodontic treatment. *Orthodontic Waves*, 71, 45-50.

Weaver, W. ve Johnston, P.R. (1984). Finite elements for structural analysis. Prentice-Hall Incorporation, Englewood Cliffs, New Jersey.

- Wertz, R.A. (1970). Changes with rapid midpalatal suture opening. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 58, 41-66.
- Willems, G., Clocheret, K., Celis, J.P., Verbeke, G., Chatzicharalampous, E. ve Carels, C. (2001). Frictional behavior of stainless steel bracket-wire combinations subjected to small oscillating displacements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120, 371-377.
- Woods, M., Wiesenfeld, D. ve Probert, T. (1997). Surgically-assisted maxillary expansion. *Australian Dental Journal*, 42(1), 38-42.
- Wu, A., McGrath, C., Wong, R.W.K., Wiechmann, D. ve Rabie, A.B.M. (2011). Comparison of oral impacts experienced by patients treated with labial or customized lingual fixed orthodontic appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139, 784-790.
- Yu, H.S., Baik, H.S., Sung, S.J., Kim, K.D. ve Cho, Y.S. (2007). Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *European Journal of Orthodontics*, 29(2), 118-125.
- Zachrisson, B.U. ve Büyükyılmaz, T. (2005). 14. Bölüm: Bonding in Orthodontics. Graber, T.M., Vanarsdall, R.L. ve Vig, K.M.L. (Ed.). *Orthodontics: Current Principles and Techniques* (4.bs.) (s. 579-660). Elsevier, Mosby, 11830 Westline Industrial Drive, Saint Louis, Missouri.
- Zaimoğlu, A.C.G., Ersoy, A.E. ve Aksu, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- Zimring, J.F. ve Isaacson, R.J. (1965). Forces Produced by Rapid Maxillary Expansion. III. Forces Present during Retention. *The Angle Orthodontist*, 35(3), 178-186.

YAYINLAR

1.Uluslararası hakemli dergilerdeki (SCI ve SCI-expanded) makaleler

1.Kalender, A., Celikten, B., Tufenkci, P., Aksoy, U., BASMACI, F., Kelahmet, U. ve Orhan, K. (2015). Cone Beam Computer Tomography Evaluation of Maxillary Molar Root Canal Morphology in a Turkish Cypriot population. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, Baskıda.

2. Kelahmet, U., Aksoy S. ve Orhan, K. (2013). Comparison of Linear and Angular Measurements Using 2D Conventional Methods and 3D CBCT Images Using Different Rendering Software. *International Dental Journal*, 63(1), 188.

2.Ulusal hakemli dergilerdeki makaleler

1.Kamiloglu, B. ve Kelahmet, U. (2014). Prevalence of impacted and transmigrated canine teeth in a Cypriote orthodontic population in the Northern Cyprus area. *BMC research notes*, 7(1), 346.

3.Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

1. Umay Kelahmet, Beste Kamiloglu, Kaan Orhan, Seçil Aksoy “Comparison of 2D and 3D lateral cephalometric evaluation on pharyngeal airway measurements using various rendering software” 14. Uluslararası Turk Ortodonti Kongresi, 25-29 Ekim 2014, Ankara, Türkiye.