



**T.C.
ADYAMAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**MİNİPLAK VE BUKKAL MİNİVİDALARLA YAPILAN
MANDİBULAR MOLAR DİSTALİZASYON ETKİNLİĞİNİN
3-BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİYLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Merdan ATAGARRIYEV

ADYAMAN

2020



**T.C.
ADYAMAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**MİNİPLAK VE BUKKAL MİNİVİDALARLA YAPILAN
MANDİBULAR MOLAR DİSTALİZASYON ETKİNLİĞİNİN
3-BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİYLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Merdan ATAGARRIYEV

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nihal HAMAMCI**

Bu uzmanlık tezi Adiyaman Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından DHFDP/2018-0002 proje numarası ile desteklenmiştir.

ADYAMAN-2020

T.C.
ADYAMAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

MİNİPLAK VE BUKKAL MİNİVİDALARLA YAPILAN
MANDİBULAR MOLAR DİSTALİZASYON ETKİNLİĞİNİN
3-BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİYLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Merdan ATAGARRIYEV

Tez Savunma Tarihi : 28.01.2020

Jüri Üyesi (Başkan) : Dr. Öğr. Üyesi Atılım AKKURT

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Ali YAVAN

Jüri Üyesi (Tez Danışmanı) : Prof. Dr. Nihal HAMAMCI

ONAY

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Yasin ÇİÇEK
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

Uzmanlık Tezi

ADYAMAN-2020

ÖZET

Miniplak ve Bukkal Minividalarla Yapılan Mandibular Molar Distalizasyon Etkinliğinin 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiziyle Değerlendirilmesi.

Amaç: Çalışmamızın amacı miniplak ve bukkal minividalarla yapılan mandibular molar distalizasyon yöntemlerinin çene kemiğinde oluşturdukları kuvvet ve stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi yöntemiyle ayrı ayrı incelemek ve elde edilen verileri kıyaslayarak, tedavi sırasında meydana gelen farklılıkları öngörmektir.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda sonlu elemanlar analizinden faydalanılarak iki farklı modelleme uygulanmıştır. Birinci modelde mandibular bukkal bölgeye 2×12 mm paslanmaz çelik bukkal minivida yerleştirilmiştir. İkinci modelde L şeklindeki miniplaklar mandibular ramusun anterior kenarı ile temporal kret arasına, retromolar fossaya yerleştirilmiştir. Mandibular birinci ve ikinci molarların kontakt noktası hizasına denk gelen, 30° açıyla yerleştirilen bukkal minivida ve miniplak başından 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli üzerinde kanin ve birinci premolar dişler arasında konumlanan kancalara 300 gr kuvvet nikel-titanyum kapayıcı yaylarla uygulanmıştır. Modellerden; Von Mises gerilmesi, maksimum ve minimum asal gerilmeler, yer değiştirme değerleri elde edilmiş ve karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Bulgular: Bukkal minividalarda kuvvet yönünde yer değiştirmiş ve en fazla stresin boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Miniplakta ise en fazla Von Mises gerilmesi kol kısımlarında görülürken, fiksasyon vidalarında inferiordaki minividanın boyun kısmında izlenmiştir. Birinci modelde molar dişlerin kronları distale doğru yer değiştirmiş ve intrüzyon hareketi görülmüştür. Ayrıca santral, lateral, kanin dişlerde intrüzyon görülürken, birinci ve ikinci premolar dişlerde ekstrüzyon hareketi gözlemlenmiştir. İkinci modelde molar dişlerin kronları daha fazla distale doğru yer değiştirmiş ve intrüzyon hareketi görülmüştür. Ayrıca santral, lateral, kanin dişlerde intrüzyon görülürken, birinci ve ikinci premolar dişlerde daha fazla ekstrüzyon hareketi gözlemlenmiştir. Her iki modelde de kaninlerde distolingual yönde rotasyon meydana gelmiştir.

Sonuç: Sonlu elemanlar analizi yardımıyla iki farklı iskeletsel ankraj sistemi kullanılarak uygulanan kuvvetlerin ilk anda oluşturduğu gerilme ve yer değiştirmeler belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Mandibular molar distalizasyonu, bukkal minivida, miniplak, sonlu elemanlar analizi, ortodonti

ABSTRACT

Evaluation of the Efficacy of Mandibular Molar Distalization with Miniplate and Buccal Shelf Miniscrews by 3-Dimensional Finite Element Stress Analysis.

Aim: The aim of this study was to investigate the force and stress distributions of mandibular molar distalization methods with miniplate and buccal shelf miniscrews in jawbone by using finite element analysis method separately and to compare the obtained data and to predict the differences during treatment.

Material and Method: In our study, two different models were applied by using finite element analysis. In the first model, a 2×12mm stainless steel buccal shelf miniscrew was placed in the mandibular buccal shelf region. In the second model, the L shaped miniplates were placed in the retromolar fossa between the anterior border of the mandibular ramus and the temporal crest. From the buccal shelf miniscrew and miniplate head, which corresponds to the contact point of the mandibular first and second molars, at a 30° angle, 300 g of force was applied to the hooks positioned between the canine and first premolar, on a 0.019×0.025 inch stainless steel archwire with nickel-titanium close-coil springs. Von Mises stress, maximum and minimum principal stresses, displacement values were obtained from the models and evaluated comparatively.

Results: The buccal shelf miniscrews were displaced in the force direction and the highest stress was observed in the neck region. In the miniplate, Von Mises stress was mostly observed in the arm parts, while in fixation screws was seen in the neck of the inferior miniscrew. In the first model, the crowns of molar teeth were displaced distally and intrusion was observed. In addition, intrusion was observed in the central, lateral and canine teeth, while extrusion was observed in the first and second premolar teeth. In the second model, the crowns of molar teeth were displaced more distally and intrusion was observed. In addition, intrusion was observed in the central, lateral and canine teeth, while more extrusion were observed in the first and second premolar teeth. Rotation of the canines in the distolingual direction occurred in both models.

Conclusion: With the help of finite element analysis, the stresses and displacements caused by the forces applied using two different skeletal anchorage systems were determined at the initial time.

Keywords: Mandibular molar distalization, buccal shelf miniscrew, miniplate, finite element analysis, orthodontics

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ortodontik Diş Hareketi	3
2.1.1. Kuvvet.....	4
2.1.2. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment	6
2.2. Ankraj.....	8
2.2.1. Ankrajın Güçlendirilmesi.....	9
2.2.2. İskeletsel Ankraj.....	9
2.3. Mandibular Molar Distalizasyonu	20
2.4. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar	24
2.4.1. Homojen Cisim.....	24
2.4.2. Eleman	24
2.4.3. Düğüm Noktası.....	24
2.4.4. Ağ Yapısı Oluşturma	24
2.4.5. Sınır Şartları	24
2.4.6. Kuvvet.....	24
2.4.7. Gerilme	25
2.4.8. Asal Gerilmeler	25
2.4.9. Von Mises Gerilmesi	26
2.4.10. Gerinim	26
2.4.11. Elastiklik Modülü	26
2.4.12. Poisson Oranı	26
2.5. Gerilme Analiz Yöntemleri	27
2.6. Sonlu Elemanlar Analizi	27
2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları.....	28
2.7. Ortodontide Sonlu Elemanlar Metodu ile Yapılmış Öncü Araştırmalar.....	29

3. MATERYAL VE METOT	31
3.1. Geometrik Modellerinin Oluşturulması	31
3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi	31
3.1.2. Bukkal Minividanın Modellenmesi	32
3.1.3. Miniplağın Modellenmesi	33
3.1.4. Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi.....	33
3.1.5. Braketler ve Tüplerin Modellenmesi	35
3.1.6. Kanca, Yay ve Ark Telinin Modellenmesi	35
3.2. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	37
3.2.1. Materyal Özellikleri.....	38
3.2.2. Sınır Koşulları	39
3.3. Modellerin Oluşturulması.....	39
3.3.1. Birinci Modelin Oluşturulması.....	39
3.3.2. İkinci Modelin Oluşturulması	39
4. BULGULAR	43
4.1. Birinci Modele Ait Bulgular.....	44
4.1.1. Bukkal Minivida ve Çevresindeki Gerilme Değerleri.....	44
4.1.2. Dişlerdeki Gerilme Değerleri	47
4.1.3. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler	51
4.1.4. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler	53
4.1.5. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler	56
4.2. İkinci Modele Ait Bulgular	60
4.2.1. Miniplak ve Çevresindeki Gerilme Değerleri	60
4.2.2. Fiksasyon Vidalarındaki Gerilme Değerleri	64
4.2.3. Dişlerdeki Gerilme Değerleri	65
4.2.4. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler	69
4.2.5. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler	71
4.2.6. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler	74
5.TARTIşMA	80
5.1. Amacın Değerlendirilmesi.....	80
5.2. Materyal ve Metodun Değerlendirilmesi	81
5.3. Modellerin Yapısının Değerlendirilmesi.....	88
5.3.1. Birinci Modelin Yapısının Değerlendirilmesi.....	88

5.3.2. İkinci Modelin Yapısının Değerlendirilmesi	91
5.4. Bulguların Değerlendirilmesi	94
5.4.1. Birinci Modelin Bulgularının Değerlendirilmesi	94
5.4.2. İkinci Modelin Bulgularının Değerlendirilmesi.....	97
5.5. Modellerin Bulgularının Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	99
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	102
6.1. Sonuçlar.....	102
6.2. Öneriler.....	103
KAYNAKLAR	104
ÖZGEÇMİŞ.....	118
EKLER	119
EK-1. ETİK KURUL ONAY FORMU.....	119

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

CBCT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

gr: Gram

M/F: Moment/kuvvet

3D: Üç boyutlu

mm: Milimetre

mm²: Milimetrekare

N: Newton

N/mm²: Newton/ milimetrekare

Ni-Ti: Nikel-Titanyum

°: Derece

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüsü.....	32
Şekil 2: Araştırmada kullanılan bukkal minivida	33
Şekil 3: Araştırmada kullanılan miniplak	33
Şekil 4: Dişlerin modellenmesi	34
Şekil 5: Periodontal ligamentin modellenmesi	34
Şekil 6: Diş soketlerinin modellenmesi.....	35
Şekil 7: Araştırmada kullanılan braket ve tüpler	35
Şekil 8: Araştırmada kullanılan kanca.....	36
Şekil 9: Araştırmada kullanılan yay	36
Şekil 10: 4 düğümlü 3D tetrahedral eleman	37
Şekil 11: Birinci modelin önden (a), yandan (b) ve okluzalden (c) görünümü	41
Şekil 12: İkinci modelin önden (a), yandan (b) ve okluzalden (c) görünümü	42
Şekil 13: Birinci ve ikinci modeldeki referans eksen işaretleri	43
Şekil 14: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minividada oluşan Von Mises gerilme değerleri.....	45
Şekil 15: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minivida çevresinde oluşan maksimum gerilme değerleri	46
Şekil 16: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minivida çevresinde oluşan minimum gerilme değerleri	47
Şekil 17: Birinci modelde analiz sonucu dişlerde oluşan gerilmeler	48
Şekil 18: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan gerilmeler	49
Şekil 19: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan gerilmeler.....	50
Şekil 20: Birinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler	51
Şekil 21: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler	52
Şekil 22: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler.....	52
Şekil 23: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minividada oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler.....	53
Şekil 24: Birinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler	54
Şekil 25: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler	54
Şekil 26: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler	55
Şekil 27: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minividada oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler	55
Şekil 28: Birinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	56
Şekil 29: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	57

Şekil 30: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	57
Şekil 31: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minividada oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	58
Şekil 32: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Okluzalden görünüm).....	58
Şekil 33: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Labialden görünüm).....	59
Şekil 34: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Bukkalden görünüm).....	59
Şekil 35: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Lingualden görünüm).....	60
Şekil 36: İkinci modelde analiz sonucu miniplakta oluşan Von Mises gerilme değerleri	61
Şekil 37: İkinci modelde analiz sonucu miniplak çevresinde oluşan maksimum gerilme değerleri	62
Şekil 38: İkinci modelde analiz sonucu miniplak çevresinde oluşan minimum gerilme değerleri	63
Şekil 39: İkinci modelde analiz sonucu fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises gerilme değerleri	65
Şekil 40: İkinci modelde analiz sonucu dişlerde oluşan gerilmeler	66
Şekil 41: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan gerilmeler	67
Şekil 42: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan gerilmeler	68
Şekil 43: İkinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler	69
Şekil 44: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler	70
Şekil 45: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler	70
Şekil 46: İkinci modelde analiz sonucu miniplaklarda oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler	71
Şekil 47: İkinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler	72
Şekil 48: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler	72
Şekil 49: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler	73
Şekil 50: İkinci modelde analiz sonucu miniplakta oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler	73
Şekil 51: İkinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	74
Şekil 52: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	75

Şekil 53: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	75
Şekil 54: İkinci modelde analiz sonucu miniplakta oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	76
Şekil 55: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Okluzalden görünüm).....	76
Şekil 56: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Labialden görünüm).....	77
Şekil 57: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Bukkalden görünüm).....	77
Şekil 58: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Lingualden görünüm).....	78
Şekil 59: Birinci ve ikinci modelde analiz sonucu oluşan yer değiştirme miktarlarının karşılaştırılması	79



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1: Araştırmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları	38
Tablo 2: Araştırmada kullanılan malzeme değerleri	38



1. GİRİŞ

Ortodontik diş hareketi; uygulanan kuvvetin büyüklüğü, yönü, moment/kuvvet oranı gibi özelliklerinden ve periodontal dokuların fizyolojisinden etkilenmektedir (1).

Ortodontinin gelişim tarihçesinde kimi zaman çekimsiz, kimi zamanda çekimli tedavi yaklaşımları kabul görerek ön plana çıkmıştır. Son zamanlarda ise çekimsiz tedavi yaklaşımlarına karşı artan ilgi arklarda yer kazanmaya yönelik aygıtların geliştirilmesini ve yaygınlaşmasını beraberinde getirmiştir (2-4).

Molar distalizasyonu özellikle çekimsiz ortodontik tedavilerin en önemli safhalarından biridir. Molar distalizasyonu ve yer kazanmak maksillaya oranla mandibulada oldukça zordur. Mandibular molarların distalizasyonu ağız dışı ve ağız içi apareylerle sağlanabilmektedir (2, 5-7).

Ankraj kontrolü ortodontik tedavilerin başarısında dikkate alınması gereken önemli bir etkidir (8). İstenmeyen diş hareketine karşı direnç olarak tanımlanan ankraj, dental ve iskeletsel maloklüzyonların tedavi edilmesi için bir gereksinimdir (9). Bu nedenle, ortodontik tedavi planlamasının temeli olan ankraj tasarımı; dental, iskeletsel ve yumuşak doku değişikliklerini içeren, tedavi sonucunu etkileyen önemli bir faktördür.

Günümüzde ankrajın artırılması amacıyla pek çok yöntem kullanılmaktadır. Ağız dışı apareylerin kullanımının en iyi ankraj artırma yöntemi olduğu bildirilmesine rağmen (10), hasta kooperasyonuna bağlı olması ve yaralanma riski (11) nedeniyle başarı oranı azalmaktadır. Lip Bumper, Modifiye Lingual Apareyler, Modifiye Distal Jet, Franzulum gibi ağız içi mekaniklerin kullanımı da sınırlı ve zordur (2, 12, 13).

Son zamanlarda geçici ankraj üniteleri olarak tanıtılan minividalar ve miniplaklar ortodontik tedaviler esnasında molar distalizasyonu, en-masse retraksiyon, molarların dikleştirilmesi, dişlerin intrüzyonu gibi çeşitli amaçlar için kullanılmaktadır (7, 14-16).

Sabit tedavilerle oluşturulan kuvvet sistemleri bazı durumlarda elde edilmek istenilen sonuçları vermemekte ve yan etkiler oluşturabilmektedir. İstenmeyen diş hareketlerini önlemek ve planlanan sonuçlara en kısa zamanda ulaşabilmek amacıyla uygulanacak kuvvet sistemlerinin etkilerinin öngörülmesi klinisyenler için yararlı olmaktadır.

Yeterli hayvan veya in-vitro çalışmaların yokluğunda insan maloklüzyonunun biyomekaniği dolaylı olarak çalışılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi tanı, tedavi planlaması ve retrospektif analizde yardımcı olacak klinik bir teknoloji olarak ortaya çıkmaktadır. Sonlu elemanlar, bir yapıyı oluşturan bileşenlerin tahmin edilebilir sonlu sayıda parçaya ayrılması ve incelenmesi ile yapılan bir analizdir (17). Ortodontide diş hareketlerinin simülasyonu, ortodontik mekaniklerin test edilmesi ve kuvvet etkilerinin tahmin edilmesi gibi çeşitli durumlarda kullanıma sahiptir (18, 19). Başlıca hedefi, bir yapıdaki stres, gerilim ve sapmaları yaklaşık olarak hesaplamaktır.

Sonlu elemanlar analizi heterojen malzeme özellikleri içeren, düzensiz geometriye sahip katılara uygulanabilmesi nedeniyle dişlerin yapısal davranışını değerlendirmek için avantajlı bir yöntemdir (20). Sonlu elemanlar analizi; dentoalveoler yapılarda oluşan fizyolojik reaksiyonların anlaşılabilmesi için ortodontistlere nicel veriler sunmaktadır (21). Daha özgül olarak bu tür sayısal analizler, bireysel dokulardaki reaksiyonların ve etkileşimlerin daha iyi anlaşılmasını sağlamaktadır (22).

Çalışmamızın amacı bukkal minividalar ve miniplaklarla yapılan mandibular molar distalizasyonu yöntemlerinin çene kemiğinde oluşturdukları kuvvet ve stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi yöntemi ile ayrı ayrı incelemek ve elde edilen verileri karşılaştırmaktır. Bu amaca yönelik olarak incelenmek istenilen parametreler; mandibular molar distalizasyonunda kullanılacak olan sanal modellerin ve uygulanacak olan distalizasyon mekaniklerinin dizayn edilmesi, sanal modele yerleştirilmesi ve sanal ortamda distalizasyon başladıktan sonra oluşan stres bölgelerinin ve yer değiştirmelerin sonlu elemanlar analizi ile tespitinin yapılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik diş hareketi; uzun bir süre, yeterli büyüklükte kuvvet uygulandığında hareketi istenilen tarafta periodontal ligamentin sıkışması ve hareket yönünün tam tersi tarafında ise gerilmeler sonucunda remodeling olayının gerçekleşmesiyle dişin hareket etmesidir (23, 24).

Kemiksel yapıların bir yüzeyinde rezorpsiyon diğer yüzeyinde ise apozisyon meydana gelerek yeni kemik eklenmesine ‘‘Remodeling’’ denir (25, 26). Apozisyon kemik yapımı, rezorpsiyon ise kemik yıkımı anlamına gelmektedir (27). Her ikisi de mekanik faktörlerin kontrolü sonucu oluşmaktadır.

Diş hareketinden temel sorumlu yapı periodontal ligamenttir (23). Periodontal ligament kollajen fibriller, sinir fibrilleri, kapillerler, hücresel elemanlar ve doku sıvısından meydana gelmektedir. Yaklaşık 0,25 mm kalınlığında olan periodontal ligament çigneme kuvvetlerinin dişlere ilettikleri basınçları absorbe edici özellik göstermektedir (23, 24).

Dişlere uygulanan kuvvetlerin hücre seviyesinde nasıl bir cevap oluşturduğu konusunda birçok hipotez ileri sürülmüştür. Bu hipotezler şu şekilde açıklanmaktadır:

a. Piezoelektrik (Biyoelektrik) teorisi: Bu teoriye göre kuvvetin periodontal ligamente baskı yapması sonucunda alveol kemiğin yüzey eğiminde deformasyona neden olarak elektrik akımı oluşturmaktadır. Basınç bölgesinde kemikte bir dışbükeylik oluşmaktadır ve bu yüzeyde pozitif (+) yük mevcuttur. Bu elektrikselsel akım rezorpsiyonu başlatan uyarıcı olarak kabul edilmektedir. İçbükey yüzeyler negatif (-) yük oluşturmaktadır. Bu da apozisyonu başlatan nedendir (23, 24, 28).

b. Basınç-gerilim teorisi: 1932 yılında Schwartz tarafından öne sürülen bu teori diş hareketini ve hücresel farklılaşmayı kimyasal faktörlere bağlamaktadır. Basınç-gerilim teorisi en çok kabul edilen bir teoridir. Kuvvet yönünde periodontal ligamentteki damarların sıkışması ile kan akımı azalarak kemikte rezorpsiyon oluşmaktadır. Ters tarafta ise gerilmeler nedeniyle kan akımı artarak kemikte apozisyon oluşmaktadır. Bu hücresel değişiklikler çeşitli kimyasal haberci hücreler tarafından başlamaktadır (23, 24).

Bu hipotezler incelendiğinde ortak konu kuvvettir. Ortodontik diş hareketinin oluşabilmesi için yeterli miktar ve sürede kuvvet uygulanması gerekmektedir. Diş kuvvet uygulanması ile hareket belirli fazlarla gerçekleşmektedir (23, 29, 30):

a. Başlangıç fazı: diş kuvvet uygulanması ile beraber periodontal ligamentin izin verdiği miktarda kemik soketi içerisinde hareket meydana gelmektedir. Burada gerçekleşen hareket kuvvetin uygulanmasını takip eden ilk birkaç saniye içerisinde oluşmaktadır.

b. Gecikmiş faz: periodontal ligament içerisinde diş hareketi gerçekleştikten sonra dişteki bu başlangıç faz değişiklikleri son bulmaktadır. Osteoklastlar kemiği yeniden şekillendirene kadar diş hareketi gerçekleşmemektedir. Bununla birlikte hücrel farklılaşma başlamaktadır. Makrofajlar osteoklastlara dönüşmektedir ve kemiği rezorbe etmeye hazır hale gelmektedir. Bu fazın süresi rezorpsiyon çeşidine göre değişiklik göstermektedir. Hafif kuvvetler sonucunda direk rezorpsiyon yaklaşık 2 gün, ağır kuvvetler sonucunda indirek rezorpsiyon ise 7-14 gün kadar sürmektedir.

c. Hareket fazı: osteoklastların aktive olması ve kemiği rezorbe etmeye başlaması ile diş hareketi gerçekleşmektedir.

2.1.1. Kuvvet

Vektörel bir büyüklük olarak ifade edilen kuvvet, bir cismin uzayda yer değiştirmesine neden olan etki şeklinde tanımlanmaktadır (23). Süre, şiddet, dağılım ve yön olmak üzere kuvvetin dört özelliği bulunmaktadır (28).

Kuvvet sagittal, transversal ve vertikal olmak üzere uzayın üç yönünde uygulanabilmektedir (27). Uygulanacak kuvvet tek yönde olabileceği gibi bu yönlerin farklı bileşeni şeklinde de olabilmektedir. Süresine göre kuvvetler devamlı, aralıklı ve kesikli olarak üçe ayrılmaktadır (23, 28).

Devamlı kuvvetin uygulanmasıyla kuvvette azalma gözlenebilmektedir; fakat asla sıfıra inmemektedir. Sadece sabit mekaniklerle elde edilebilen bu kuvvet çeşidinde ortodontik diş hareketi meydana geldikçe şiddetinde azalma oluşabilmektedir; fakat sürekli bir kuvvet mevcuttur. Devamlı kuvvet sabit mekaniklerde kullanılan Ni-Ti açıcı yaylar, elastikler veya teller ile üretilebilmektedir (23).

Aralıklı kuvvetlerin uygulanmasında ise kuvvet kısa periyotlarda sıfıra inmektedir ve tekrar ortaya çıkmaktadır. Diğer kuvvet çeşitlerinde olduğu gibi ortodontik diş hareketi gerçekleştikçe kuvvetin şiddetinde azalma meydana gelmektedir. Bu kuvvetin tipik özelliği kısa zaman aralıklarında oluşup yok olmasıdır. Bu tip kuvvetlere örnek olarak hareketli apareyler özellikle de fonksiyonel apareyler,

intermaksiller elastikler ve çığneme kuvvetleri verilmektedir. Hareketli apareyler ağızdan çıkarıldığında kuvvet aniden sıfıra inmektedir (23, 28).

Kesikli kuvvetin uygulanmasıyla başlangıçta çok yüksek olan kuvvet kaynağı diğer aktivasyona kadar azalarak sıfıra inmektedir. İki aktivasyon arasında kuvvetin oluşmadığı bir dönem olduğundan kuvvet kesintiye uğramaktadır. Bu kuvvet çeşidine örnek olarak hızlı üst çene genişletme apareyleri verilmektedir. Kesikli kuvvetler genellikle ağır kuvvetlerdir ve indirek rezorpsiyona neden olmaktadır (23, 28).

Literatür incelendiğinde en az doku hasarı ile etkili ortodontik diş hareketinin oluşabilmesi için hafif ve devamlı kuvvete ihtiyaç duyulduğu bildirilmiştir (31, 32).

Ortodontik tedavinin amacı, optimum kuvvetlerle diş ve çevre dokulara zarar vermeksizin etkili bir şekilde dişleri hareket ettirmektir. Bu nedenle temel prensiplerimizden biri optimum kuvvetlerle çalışmak olmalıdır.

Optimum kuvvet, kök rezorpsiyonu gibi sert doku veya yumuşak doku hasarı oluşturmadan ve hastaya rahatsızlık hissi vermeden en etkili, en hızlı diş hareketini oluşturan kuvvet miktarıdır (23, 33). Histolojik açıdan optimum kuvvet, periodontal ligamentin canlılığını muhafaza ederek en çok hücresel cevabı oluşturan kuvvettir (24, 34).

Literatürde birçok araştırmacı diş hareket tiplerine göre farklı optimum kuvvet değerleri bildirmişlerdir (35-37).

Yapılan araştırmalar sonucunda optimum kuvvet miktarının dişin kök yüzey alanı ile orantılı olduğu bildirilmiştir (23, 38).

Nikolai (33), optimum kuvvetin belirlenebilmesi için bireysel doku cevabı, kuvvetin uygulanma şekli, kök yüzey alanı ve şekli, dişte istenilen hareket tipi gibi faktörlerin göz önünde bulundurulması gerektiğini bildirmiştir.

Burstone ve ark. (39), diş hareketi için gereken optimal kuvvetin devamlı kuvvet olduğunu bildirmişlerdir.

Ren ve ark. (40), ortodontik diş hareketi için gereken optimal kuvveti saptamak amacıyla 1966-2001 yılları arasında yapılmış hayvan ve insan çalışmalarını derlemişlerdir. Bu yıllar aralığında optimum kuvvetle ilgili yapılan birçok insan ve hayvan çalışmalarında periodontal ligament düzeyinde stres dağılımının doğru bir şekilde ölçülememesi, diş hareketinin kontrol edilememesi ve bireylerdeki varyasyonlar nedeniyle farklı histolojik değişimler gösterebileceğini özetlemişlerdir. Bu çalışmada, optimum kuvvetin yalnızca matematiksel modelleme, sonlu elemanlar analizi ve kontrollü klinik çalışmalarla hesaplanabileceği sonucuna varmışlardır.

2.1.2. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment

Direnç merkezi, uzaydaki serbest konumda bulunan bir cismin kütesinin tek bir noktada odaklanmış gibi davrandığı noktaya denilmektedir (28, 41). Dişler alveol soketinde yer aldıklarından kütle merkezi yerine bu noktaya direnç merkezi denilmektedir. Bir dişin direnç merkezinin konumu; dişin uzunluğuna, kök sayısına ve morfolojisine, alveol kret yüksekliğine bağlı olarak değişebilmektedir (41).

Literatür incelendiğinde farklı diş veya diş gruplarının direnç merkezleri laboratuvar deneyleri veya bilgisayar modellemeleri ile belirlenmeye çalışılmaktadır (42, 43).

Tek köklü dişlerde direnç merkezi kökün alveol soketinin içinde bulunan uzunluğunun %33-%42'i kadar bir mesafede konumlandığı bildirilmiştir (44). Çok köklü dişlerde ise furkasyon noktasından 1-2 mm apikalde yer aldığı belirtilmiştir. Direnç merkezinin yeri, alveol kemik kaybı veya kök rezorpsiyonu ile kök boyunun kısılması sonucu değişebilmektedir (45).

Burstone ve Pryputniewicz (46), lazer holografi yöntemini kullanarak tek köklü dişlerde direnç merkezinin nerede konumlandığını bulmak için yaptıkları çalışmalarında, apeks ile alveoler kret mesafesininin %33'ünde yer aldığını belirtmişlerdir.

Burstone (47), tek köklü parabolik şekilli dişlerin direnç merkeziyle ilgili yaptığı bir diğer araştırmasında dişin apeksi ile alveoler kret arasındaki mesafenin %40'ında konumlandığını belirtmiştir.

Vollmer ve ark. (48), kanin dişlerin direnç merkezinin alveoler kret seviyesinden yaklaşık olarak kök uzunluğunun 2/5'inde olduğunu belirtmişlerdir.

Rotasyon merkezi, uygulanan kuvvetler sonucu dişin üzerinde serbest bir şekilde dönme hareketi yaptığı hayali bir noktadır. Rotasyon merkezinden yalnızca dönme hareketi gerçekleşiyorsa bahsedilebilmektedir.

Paralel hareket, ekstrüzyon veya intrüzyon hareketlerinde rotasyon merkezi bulunmamaktadır. Dişin paralel hareket yaptıran kuvvet uygulandığında ise rotasyon merkezi sonsuzda yer almaktadır (28, 49).

Rotasyon merkezinin yerini etkileyen faktörler arasında direnç merkezi, hareket tipi, kuvvetin uygulandığı nokta, kuvvetin uygulanma yönü yer almaktadır.

Moment, kuvvetin büyüklüğü ile dişin direnç merkezinden bu kuvvetin etki çizgisine indirilen mesafenin çarpımıdır. Ortodontide genellikle "g.mm" cinsinden ifade edilmektedir (45).

Moment, bir cismin rotasyon merkezi etrafında dönmesine neden olmaktadır. Kron üzerine uygulanan bir kuvvet moment oluşturarak dişin kuvvet uygulama yönünde devrilmesine yol açar. Direnç merkezinden geçen kuvvetler ise dişte hiçbir moment oluşturmamakta ve sonucunda dişte paralel hareket gerçekleşmektedir (28).

Kuvvetin büyüklüğü ve direnç merkezine olan dikey uzaklığı momenti eşit derecede etkilediğinden, kuvvetin büyüklüğünü iki katına çıkarıp mesafeyi yarıya düşürmek veya kuvvetin büyüklüğünü yarıya düşürerek mesafeyi iki katına çıkarmak aynı dönme etkisini oluşturmaktadır (28).

Moment/kuvvet (M/F) oranı dişin dönme merkezinin yerini belirlemektedir. M/F oranı braket kanatları üzerine uygulanan kuvvete bağlı olarak oluşan moment ile uygulanan kuvvet arasındaki oranı ifade etmektedir. Bu oran kuvvet uygulanan dişe, alveoler kret desteğine ve istenilen hareket çeşidine göre değiştirilerek farklı diş hareketleri elde edilebilmektedir (23, 28).

Tanne ve ark. (50), sonlu elemanlar stres analizi yardımıyla M/F oranı ile rotasyon merkezi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmasında, M/F oranındaki değişimlerin rotasyon merkezinde klinik açıdan anlamlı değişiklikler yaptığını belirtmişlerdir.

Diş hareketleri temel olarak devrilme, kök hareketi, paralel hareket ve rotasyon şeklinde sınıflandırılmaktadır (51).

Devrilme hareketi en basit elde edilen hareket tipidir. Diş, kron seviyesinden uygulanan kuvvet ile beraber dönme merkezi etrafında basit bir dönme hareketi yapmaktadır.

Dönme merkezinin konumuna göre kontrollü ve kontrolsüz olmak üzere iki çeşit devrilme hareketi mevcuttur. Kontrollü devrilmede, dönme merkezi dişin apikalindedir ve bu nedenle dişin apeksi sabit kalacak şekilde devrilme hareketi meydana gelmektedir. Kontrolsüz devrilmede, dönme merkezi dişin apeksi ile direnç merkezi arasındadır; fakat direnç merkezine daha yakın konumlanmaktadır. Dişin kronu ve kökü farklı yönlerde doğru hareket etmektedir (28, 51).

Tork hareketi ise dönme merkezi braket slotunda veya kesici kenarda olacak şekilde gerçekleşen kök hareketini tanımlamaktadır. Bu hareket çeşidinin amacı, dişin kronunun yeri değişmeden kökünün hareket etmesidir.

Paralel hareket, dişin kron ve kökünün aynı yöne hareketini tanımlamaktadır ve bu harekette rotasyon merkezi sonsuzda yer almaktadır. En fazla kuvvet gerektiren hareket çeşididir ve yalnızca sabit tedavi ile elde edilebilmektedir.

Dönme hareketinde ise dişin üzerindeki herhangi bir doğru sabit bir referans noktasına göre açı değiştirerek hareket etmektedir. Eğer uygulanan kuvvet dişin direnç merkezinden geçmiyorsa meydana gelecek hareket türü dönmedir. En fazla relaps bu hareket türünde görülmektedir.

2.2. Ankraj

Ankraj, diş hareketlerine karşı olan direnci ifade etmektedir. Ortodontik kuvvetin destek aldığı ve/veya harekete karşı direnci yüksek olan bölge, ankraj bölgesidir (23). Ortodontide ankraj alınan bölgeler tek diş, diş grubu, kas sistemi, ense, kafatası, çene ucu ve iskelet sistemi olarak özetlenebilmektedir (23, 52, 53).

Newton'un etki-tepki yasasına göre, ankraj alınan bölge ile hareketi istenilen bölgeye etkileyen kuvvetin miktarı birbirine eşit ve zıt yönlüdür. Bu nedenle bu iki bölgenin birbirlerine olan dirençleri hareket miktarlarını belirlemektedir (23, 38, 53, 54). Olguların ankraj ihtiyacına göre minimum, moderate veya maksimum ankraj olarak adlandırılmaktadır (23, 28, 53).

Çekim boşluğunun $\frac{1}{4}$ 'ü veya daha azı anterior dişlerin retraksiyonu ve $\frac{3}{4}$ 'ü posterior dişlerin mezializasyonu ile kapatılacaksa minimum ankraj olarak tanımlanmaktadır (23, 55).

Çekim boşluğu anterior ve posterior dişlerin eşit oranlarda birbirlerine doğru hareketi ile kapatılacaksa moderate ankraj olarak tanımlanmaktadır (23, 55).

Moderate ankraj olgularında çekim boşluğu genellikle iki aşamada kapatılmaktadır. İlk önce kaninlerin, daha sonra dört kesici dişin retraksiyonu yapılmaktadır. Sürtünmesiz mekanikleri kullanarak kaninlerin kesici dişlerle birlikte hareket ettirildiği tek aşamalı retraksiyon da mümkündür (23, 28).

Eğer çekim boşluğunun $\frac{3}{4}$ 'ü veya daha fazlası anterior dişlerin retraksiyonu ile kapatılacaksa bu durum maksimum ankraj olarak tanımlanmaktadır (23, 53, 55). Maksimum ankraj olgularında kesici dişlerin maksimum retraksiyonu için iki yaklaşım uygulanabilmektedir. Birincisi posterior ankrajın güçlendirilmesidir, ikincisi ise posterior ankraja uygulanan kuvvetin azaltılmasıdır (23).

2.2.1. Ankrajın Güçlendirilmesi

Çekimli ortodontik tedavilerde ve total ark hareketinin amaçlandığı olgularda ankrajın sağlanması ve sürdürülmesi büyük önem arz etmektedir.

Ankrajın kritik olduğu vakalarda posterior dişlerin ankrajının kuvvetlendirilmesi ve mezial yöndeki kuvvetlerin mümkün olduğunca azaltılması gerekmektedir.

Diş sayısını arttırmak posterior ankrajı güçlendirmenin en pratik ve temel yollarından biridir. Bu şekilde molar ve premolar dişler tel ligatür ile birbirine bağlanarak dişlere uygulanan kuvvet daha geniş kök yüzeyine dağılmaktadır (56). Diğer basit yöntemlerden biri de ikinci molar dişler arka dahil edilerek ankraj güçlendirilmektedir (57).

Ankraj kaybını önlemek ve ön bölgedeki dişlerin hareketini kolaylaştırmak için tercihen birinci premolar dişlerin çekilmesi önerilmektedir (28).

Mandibulada lingual ark ve lip bumper gibi intraoral apareyler veya servikal headgear gibi ekstraoral apareyler de ankrajı güçlendirmek için kullanılmaktadır (23, 28, 53, 58, 59).

Dentisyonun distal hareketine karşı daha fazla direnç olması nedeniyle distalizasyon mezializasyon hareketinden daha fazla ankraj gerektirmektedir. Bu yüzden etkin molar distalizasyonunun yapılabilmesi için dişlerden alınan ankrajdan farklı bir ankraj sistemine ihtiyaç duyulmaktadır (23).

Stasyonier ankraj; son yıllarda ortodonti literatürüne giren, hiç ankraj kaybı içermeyen ankraj ünitelerinin planlanması anlamına gelen bir terimdir. Kemik içi ankraj sistemleri kullanılarak yapılan uygulamalar dışındaki ortodonti uygulamalarında, diş ve yumuşak dokulardan destek alındığı için ankraj kaybının görülmediği bir mekaniğe rastlamak olanaksızdır. İskeletsel ankraj sistemleri ile dişlerin desteğine ihtiyaç duyulmadan stasyonier ankraj elde edilebilmektedir (60).

Güncel tedavilerde iskeletsel ankraj olarak tanımlanan ve kemik içine yerleştirilen gereçlerden yararlanılarak ankraj güçlendirilmeye çalışılmaktadır.

2.2.2. İskeletsel Ankraj

Ortodontik tedavilerde, ankraj amaçlı en sık dişlerden destek alınmaktadır. Bu, dişlerde istenmeyen bazı momentler oluşturarak ankraj kayıplarına ve ortodontik tedavinin daha karmaşık bir duruma gelmesine sebep olmaktadır (23, 53).

Ankrajı kuvvetlendirmek amacıyla kullanılan ağız dışı apareyler hasta işbirliği gerektirmektedir (61, 62). Ayrıca ağız dışı aparey kullanımına dikkat edilmediğinde yüz

bölgesinde yaralanmalara sebep olabilmektedir. Bu sebeple ankrajın güçlendirilmesi için ortodontistler yeni arayışlara girmişlerdir.

Ortodonti pratiğinde yıllardır kemik içine yerleştirilen iskeletsel ankraj ünitelerinden faydalanılmaktadır (57). Dental implantların (63), miniplakların (64), minividaların (65), onplantların (66) ve mikrovidaların geliştirilmesiyle ortodontide mutlak ankraj sağlanmıştır (10).

2.2.2.1. Minivida ile İskeletsel Ankraj

Minividalar diş hekimliğinde kullanılan implantların değişik bir versiyonu olup, ortodontide ankraj amacıyla başvuru, değişik boy ve çapta bulunan, organik veya inorganik cisimlere verilen ad olarak tanımlanmaktadır (67).

Geleneksel ortodontik ankraj metodlarına karşın minividalar alternatif uygulama şeklidir. Özellikle ankraj amaçlı kullanılacak dental aygıtların yetersiz veya etrafındaki kemiğin zayıf yapıda olması, ağız dışı apaneylerin kullanımının hasta açısından zor ve pratik olmaması, minividaları bir ihtiyaç haline getirmektedir.

Minividalar; molar distalizasyonu, kanin distalizasyonu, molar intrüzyonu, en-masse retraksiyon, molarların dikleştirilmesi, anterior dişlerin intrüzyonu, gömülü kaninlerin sürdürülmesi gibi çeşitli amaçlar için kullanılmaktadır (14, 15, 68).

Minivida yerleştirilebilecek alanlar; sert damak, tuber maksilla, zigomatik arkın inferior yüzeyi, interradiküler bölgeler, anterior nazal spina altında kalan alan, mandibular retromolar bölge, simfizis, mandibular birinci ve ikinci molarların kontakt noktası hizasına denk gelen bukkal bölgedir (69, 70).

Minivida endikasyonları (65, 71-81):

- ✓ Fazla overjete ve tam tüberkül Sınıf II maloklüzyona sahip erişkin hastalarda maksiller 1. veya 2. premoların çekilmesi ve anterior dişlerin retrakte edilmesi,
- ✓ Headgear kullanmak istemeyen şiddetli bimaksiller protrüzyon hastaları,
- ✓ Maksiller lateral keserlerin eksikliğinde posterior segmentlerin protrakte edilmesi,
- ✓ Protetik tedavi uygulanmayacak, diş kaybı veya eksikliği durumlarında boşlukların kapatılması,
- ✓ Angle Sınıf II maloklüzyona sahip hastalarda maksiller molarların distalizasyonu,
- ✓ Posterior maksiller fazlalık nedeniyle anterior açık kapanışı olan hastalarda posterior segmentlerin intrüzyonu,

- ✓ Vertikal yüz yüksekliği artmış hastalarda mandibular posterior segmentlerin vertikal kontrolü,
- ✓ Derin kapanışı ve aşırı dişeti görünümü olan hastalarda maksiller keser dişlerin intrüzyonu,
- ✓ Okluzal düzlemi ilgilendiren bozuklukların düzeltilmesi,
- ✓ Protetik tedavi öncesinde tek diş hareketi veya bozulmuş dentisyonun düzeltilmesi.

Minivida kontrendikasyonları (82):

- ✓ Maksillomandibular radyoterapi tedavisi gören hastalar,
- ✓ Kist veya tümör gibi patolojik vakaların mevcudiyeti,
- ✓ Osteomiyelit, osteopöroz, diyabet, metabolik hastalıklar,
- ✓ Aktif oral enfeksiyon varlığı,
- ✓ Psikososyal rahatsızlıklar,
- ✓ Kontrol altında olmayan periodontal hastalıklar,
- ✓ Mevcut boşluğun yeterli olmaması,
- ✓ Kortikal kemiğin yeterli olmaması,
- ✓ Mevcut kemiğin yeterli kalitede olmaması,
- ✓ Lökoplaki, Liken planus gibi yumuşak doku hastalıklarının bulunması,
- ✓ Minivida uygulamasını kabul etmeyen hastalar,
- ✓ Ağız hijyeni kötü olan hastalar.

Minivida avantajları (15, 83-85):

- ✓ Küçük boyutta olmaları,
- ✓ Çeşitli anatomik bölgelere yerleştirilebilmeleri,
- ✓ Basit cerrahi yerleşimleri
- ✓ Ortodontik ataçmanlarının mevcudiyeti,
- ✓ Bekleme periyotlarının kısa veya hiç olmaması,
- ✓ Tedavi sonrası kolaylıkla çıkarılabilmeleri,
- ✓ Maliyetlerinin düşük olması.

Minivida dezavantajları (86):

- ✓ Kayıp oranlarının yüksek olması,
- ✓ Yerleştirme esnasında kırılabilmesi,
- ✓ Diş köklerinin zarar görme ihtimali,
- ✓ Dişlerin hareket yönlerinde kısıtlanma,
- ✓ Ortopedik kuvvetlere direncinin zayıf olması,
- ✓ Yumuşak doku enflamasyonu ve dişetlerinde hiperplazi.

Minivida lar gövde, yiv ve baş olmak üzere 3 temel bölümden oluşmaktadır. Minivida başı üretici firmaya göre farklılık göstermektedir, elastik zincirlerle veya kapayıcı yaylarla uygulanan kuvvetleri gövde kısmına ve yivlere iletmektedir (87).

Minivida ların asıl destek kısmını oluşturan gövde helikal yivler ile sarılıdır. Gövde kısmının kesit alanı minivida nın torsiyonel dayanıklılığını belirlemektedir. Yerleştirme esnasında kırılmaya bağlı başarısızlık oranını azaltmak için minivida nın çapı arttırılmalıdır (87).

Yerleştirme metodları ve stres dağılımıyla ilişkili bulunduğu ndan yivlerin kesitsel biçimleri önemlidir (87). Minivida seçiminde dikkat edilmesi gereken temel özellikler çapı ve yiv sayısıdır.

Belirli zaman diliminde ortodontik amaca hizmet etmek için kullanılan minivida lar genellikle osseointegrasyon gerektirmezler ve stabiliteleri mekanik retansiyona dayanmaktadır. Diğer isimleri “mini-implant”, “mikrovida” ve “geçici ankraj aygıtları” olarak tanımlanmaktadır (14, 88).

Ankraj amacıyla kullanılan minivida ların çeşitleri gün geçtikçe çoğalmaktadır. Minivida lar temel özellikleri bakımından birbirlerinden farklıdırlar. Örneğin “Self-tapping”, “self-drilling” ve “pretapped” veya silindirik, konik şekilli gibi farklılıklar gösterebilmektedir (89).

Minivida lar uygulanma yöntemine göre 3’e ayrılmaktadır (87):

a. “Pretapped” minivida lar için öncelikle rehber oluk açılması gerekmektedir ve ardından vidalama işlemi yapılmaktadır. Özellikle daha rijit kemik içeren bölgelerde bu şekilde uygulamalar yapılmaktadır.

b. “Self-tapping” minivida ların yivleri daha keskindir ve çevre dokuları sıkıştırıcı özelliği bulunmaktadır. “Pretapped” minivida lardan farkı yerleştirilmeden önce herhangi bir kavite hazırlanmasına ihtiyaç duyulmamaktadır.

c. "Self-drilling" minividalar ise doğrudan kemiğe uygulanarak hekim için hem uygulama kolaylığı hem de zaman kazancı sağlamaktadır.

Deneysel çalışmalarda self-drilling vidalar self-tapping vidalarla karşılaştırıldığında daha az kemik hasarı ve yüksek minivida-kemik teması ile daha fazla primer stabilite göstermişlerdir (90, 91).

Minividalar için yükleme öncesinde kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için bekleme süreci önermek gereksizdir; çünkü devamlı ortodontik kuvvetlerin karşılanmasında minividaların primer stabilitesi yeterli olmaktadır (15, 92).

2.2.2.2. Primer Stabilite

Ortodontide minivida stabilitesine katkı sağlaması açısından osseointegrasyon konusu yıllardır tartışmalara yol açmaktadır. Osseointegrasyon, kemikle implant arasında herhangi bir fibrotik veya yumuşak doku olmaksızın mekanik bağlantı göstermesine denilmektedir (93).

Gray ve ark. (94), ortodontik ankraj amaçlı kullanılan titanyum minividalarda osseointegrasyonun meydana gelmeyeceğini bildirmiştir. Aksine son senelerde yapılan çalışmalarda minivida ile kemiğin arasında osseointegrasyonun gerçekleştiği gösterilmiştir (91, 95, 96). Bununla birlikte minividaların stabilitesi açısından gereken osseointegrasyon miktarı bilinmemektedir. Ortodontide kullanılan minividaların geçici bir süreliğine kullanılması ve uygulanan kuvvetlerin dental implantların maruz kaldığı kuvvetlerden daha az olması nedeniyle osseointegrasyon zorunlu görülmemektedir.

Roberts ve ark. (97), ortodontik ankraj amacıyla minivida ile kemik arasında %10'luk bir birleşmenin yeterli olduğunu belirtmişlerdir.

Deguchi ve ark. (98), kemikle implant ara yüzeyinde %5'lik bir kemik kontaklarının köpeklerde ortodontik kuvvetlere başarılı bir şekilde direnç gösterebilmek için yeterli olduğunu belirtmişlerdir.

Minivida stabilitesini etkileyen faktörler (87):

1. Hastaya bağlı faktörler

- ✓ Kemiğin genel durumu ve yoğunluğu
- ✓ Yumuşak doku özellikleri
- ✓ Lokal stres durumları

2. Cerrahi işleme bağlı faktörler

- ✓ Hekimin deneyimi
- ✓ Sterilizasyon
- ✓ Uygulanan teknik

- ✓ Yerleştirme torku
 - ✓ Yerleştirme açısı
 - ✓ Monokortikal veya bikortikal ankraj
3. Minividaya bağlı faktörler
- ✓ Biyouyumluluk
 - ✓ Çap
 - ✓ Uzunluk
 - ✓ Self-drilling veya self-tapping olması
 - ✓ Yerleşim bölgesi
 - ✓ Yerleştirme açısı
4. Kullanıma bağlı faktörler
- ✓ Kuvvetin büyüklüğü, süresi, yönü ve zamanlaması
 - ✓ Hastanın oral hijyeni

Minivida komplikasyonları (99-106):

1. Yerleştirme sırasındaki komplikasyonlar
- ✓ Kök travmaları
 - ✓ Minividanın kayması
 - ✓ Sinir hasarı
 - ✓ Subkutan amfizem
 - ✓ Nazal ve maksiller sinüs perforasyonları
 - ✓ Torsiyonel stres ve minividanın eğilmesi, kırılması
2. Minivida migrasyonu
3. Yumuşak doku komplikasyonları
- ✓ Aftöz ülserasyon
 - ✓ Enfeksiyon ve enflamasyon
 - ✓ Minivida başının yumuşak doku ile kaplanması
4. Çıkarma sırasındaki komplikasyonlar
- ✓ Minivida kırılması
 - ✓ Parsiyel osseointegrasyon

Lai ve ark. (107), minivida, miniplak ve headgear ile yapılan tedavi sonuçlarını üç boyutlu model analizi ile karşılaştırarak miniplak ve minivida grubunda, headgear grubuna göre ankrajın daha iyi sağlandığını belirtmişlerdir.

Minividalar genellikle titanyum alaşımlarından üretilmektedir (14). Paslanmaz çelikten üretilen minividaların kırılmaya karşı dirençlerinin daha fazla olduğu belirtilmiştir. Buna karşın titanyum alaşımlarının elastikiyet ve biyouyumluluk bakımından daha üstün olduğu bildirilmiştir (108).

Minividaların başarısını ve stabilitesini etkileyen faktörler arasında çapı, uzunluğu, yivleri arasındaki uzaklık, konikliği, uç kısmının yapısı yer almaktadır. Minivida çapı arttıkça stabilitesi artmaktadır. Minivida uzunluğu arttıkça da stabilitesi artmaktadır; fakat stabilite için esas belirleyici etkenin kortikal kemik olduğu bildirilmiştir (109).

Minividalar silindirik ve konik şekillerde bulunmaktadır (14). Konik minividalar ile daha sıkı kortikal kemik teması elde edildiği ve primer stabilitenin daha iyi sağlandığı yapılan araştırmalar sonucunda bildirilmiştir (109).

Üç farklı minividanın mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada silindirik şekilli minividaların konik olanlara göre daha iyi olduğu sonucuna varmışlardır. Kökler arası mesafenin 2,5-3,5 mm olduğu durumlarda ise köklere zarar verme riskini azaltmak için konik şekilli minividalar tavsiye edilmiştir (108).

Çenelerin çeşitli bölgelerinde uygulanmak üzere farklı uzunlukta ve çapta minivida seçenekleri bulunmaktadır. Kyung ve ark. (110), çapı 1,5 mm'den küçük mini-implantlara "mikrovida", 1,5 mm'den daha büyük olanlara ise "minivida" adını vermişlerdir. Yapılan çalışmalarda 1,0-2,3 mm çapında minivida kullanımı görülmektedir (111).

Lim ve ark. (112), farklı çap ve uzunluğa sahip minividalar ile farklı genişliğe sahip kortikal kemik üzerinde meydana gelen stres dağılımını sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir. Minividaya horizontal yönde kuvvet uygulandığında oluşan stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından absorbe edildiği sonucuna varmışlardır.

Miyawaki ve ark. (84), 1,5 ve 2,3 mm çaplı minividaların 1,0 mm çapındaki minividalardan daha başarılı olduklarını bildirmişlerdir. Wiechmann ve ark. (107), yaptıkları bir araştırmada 1,1 mm çapındaki vidaların 1,6 mm çaplı vidalara göre daha başarısız olduğunu belirtmişlerdir. Minivida stabilitesinin daha çok çapına bağlı olduğu sonucuna varmışlardır.

Çalışmalarda kullanılan minivida uzunluğu ise 4-21 mm arasında değişmektedir (104). Kullanılacak minividanın uzunluğu uygulama açısına, anatomik yapıları, mukozanın kalınlığına ve kemik kalitesine göre belirlenmektedir (108,109).

Costa ve ark. (110), 4-6 mm uzunluğundaki minividaların birçok bölge için güvenli bir şekilde kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Literatür incelendiğinde minivida üzerine uygulanan kuvvetler 50-400 gr arasında değişmektedir (105). 200 gr'dan daha az kuvvet uygulandığında minividaların minimum mobilite gösterecekleri bildirilmiştir (6).

Huja ve ark. (112), minividalara yalnızca aksiyal yönde kuvvet uygulandığında büyük orandaki kuvvetlere dayanabileceğini; fakat yalnızca aksiyal kuvvet uygulamanın ortodontik kuvvetlerin uygulama yönünü yansıtmadığını, torsiyonel kuvvetlerden de kaçınılması gerektiğini önemle vurgulamışlardır.

2.2.2.3. Miniplak ile İskeletsel Ankraj

İskeletsel ankraj apareyleri geleneksel ankraj apareyelerine göre önemli avantajlar sağlamaktadır. Ortodontide ilk defa 1985 yılında cerrahi osteosentez plaklarının modifikasyonu şeklinde miniplaklar kullanılmaya başlansada, 1999 yılında saf titanyumdan yapılan ilk iskeletsel ankraj sistemi tanıtılmıştır (64, 113).

Ortodontik miniplaklar grade 2 titanyumdan (Astm F-65, ISO 5832-2) yapılmaktadır. 5-7 mm uzunluğa, 2 mm çapa sahip bu miniplaklar 2 veya 3 monokortikal minivida ile kemiğe sabitlenmektedir. Miniplaklar kullanıma, bireysel farklılıklara ve amaca bağlı olarak kısa, orta ve uzun olmak üzere üç boyutta üretilmektedir.

Gövde, kol ve baş olmak üzere 3 kısımdan oluşmaktadır. Çeşitli üreticilerin çeşitli tasarımlarda sunduğu baş kısmı, ağız içinde çeşitli ortodontik ataçmanların bağlandığı kısımdır. Gövde kısmı, kullanılacak anatomik bölgeye ve tedavi gereksinimlerine göre seçilebilecek I, T, Y ve L şeklinde konfigürasyonları içermektedir. Pens yardımıyla bükülerek yerleştirilecek anatomik bölgeye adapte edilmektedir. Kol kısmı, ağız içinde kalan baş kısmı ile gövde kısmını birleştiren parçasıdır.

Cerrahi işlemde self-drilling minividalar kullanılacaksa dahi minividanın kırılma riskini azaltmak için önceden drill frezle bir işaret yivinin açılması tavsiye edilmektedir (114). Stabilite bakımından self-drilling minivida kullanımının daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (91).

Fiksasyon işlemi tamamlandıktan sonra, miniplağın baş kısmı vestibülde açıkta kalacak şekilde primer olarak kapatılmaktadır. Postoperatif dönemde analjezik, antibiyotik ve antiseptik gargara önerilmektedir.

Miniplakların çıkarılması için sekonder bir cerrahi işleme ihtiyaç duyulmaktadır. Bu işlem lokal anesteziyi takiben yapılan insizyondan sonra minivida ve miniplakların çıkartılması şeklinde yapılmaktadır. Miniplak çıkartma cerrahisinin yerleştirme prosedürüne göre daha basit olduğu belirtilmiştir (115).

Miniplak yerleştirmek için uygun anatomik bölgeler:

✓ Mandibulada, mandibular kanal dışında kalan kortikal kemiğin miniplak yerleştirmek için uygun olduğu bildirilmiştir. Birinci ve ikinci molarlar arasında kalan alanın kortikal kemik eğimi fazla olduğu için miniplakın yerleştirilmesinin zor olduğu belirtilmiştir. Mandibular kanin ve birinci molar arasında kalan bölgede L ve T şeklindeki miniplaklar kullanılabilir. Genellikle I ve L şeklindeki miniplaklar simfisis bölgesinde önerilmektedir (114).

✓ Maksillada ise miniplak yerleştirmek için uygun anatomik bölgelerin zigomatik kemiğin alt kısmı ile maksillanın lateral nazal duvarı olduğu bildirilmiştir. Zigomatik kemiğin alt kısmında T, I, Y şeklindeki miniplaklar kullanılabilir. Zigomatik kemiğin bu bölgesinden destek alınarak genellikle maksiller dişlerin distalizasyonu veya intrüzyonu gerçekleştirilmektedir (116).

✓ Maksillanın lateral nazal duvarı maksiller lateral ile kaninler arasındaki bölgeye denk gelmektedir. Bu bölge maksiller kesici dişlerin intrüze edilmesi veya Angle Sınıf III maloklüzyona sahip hastalarda yüz maskesinin kullanımı amacıyla tercih edilmektedir. Maksillanın lateral nazal duvarı daha ince kortikal kemiğe sahip olduğundan I şekilli miniplakların kullanımının uygun olduğu bildirilmiştir (116).

İskeletsel miniplak ankrajında osseointegrasyon beklenmemektedir. Kuvvetin yüklenmesi yumuşak dokunun iyileşmesini takiben yapılabilmektedir. Tedavinin başlarında daha hafif kuvvetler tavsiye edilmektedir. İkinci aydan itibaren kuvvetin tamamının yüklenmesi önerilmektedir (114).

Miniplak endikasyonları (64, 77, 117-130):

- ✓ Anterior açık kapanışın tedavisi,
- ✓ Angle Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde molar distalizasyonu,
- ✓ Angle Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde molar distalizasyonu,
- ✓ Angle Sınıf II veya Sınıf III maloklüzyonların çekimli tedavisinde ankraj ünitesi,
- ✓ Angle Sınıf III maloklüzyonlarda yüz maskesi tedavisi,
- ✓ Maksillada veya mandibulada anterior veya posterior dişlerin intrüze edilmesi,
- ✓ Mandibular ya da maksiller arkın en-masse distalizasyonu.

Miniplak kullanımının komplikasyonları (131):

- ✓ Kötü oral hijyene bağlı gelişen enflamasyon ve enfeksiyon,
- ✓ Tekrarlanan bükümler veya kortikal kemiğe adaptasyon esnasında aşırı kuvvet uygulanması sonucu kırılmalar,
- ✓ Cerrahi işlem esnasında meydana gelen beklenmedik durumlar,
- ✓ Yanak içi yaralanmalar,
- ✓ Diş köklerine zarar verme riski,
- ✓ Anormal okluzal kuvvetler sonucu stabilite bozukluğu.

Ortodontik tedavinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de ankraj kontrolünün iyi yapılmasıdır. Bu amaçla alt ve üst çenede yer kazanmak için çeşitli ankraj metodları kullanılmaktadır. Bunlardan miniplaklar, iskeletsel destekli olmaları ve hasta kooperasyonu gerektirmemesi nedeniyle ortodontistlere avantaj sunmaktadır.

Çeşitli şekillerde olmaları ve farklı anatomik bölgelere uygulanabilmeleri ile diğer iskeletsel ankraj apareylerine üstünlük sağlamaktadır; ancak uygulama esnasında daha komplike bir cerrahi işlem içermektedir (132). Bu tekniğin dezavantajı plakların ilgili bölgeye cerrahi operasyonla yerleştirilmesi ve tedavi sonunda yine cerrahi olarak çıkartılmasıdır (114).

Miniplaklara uygulanan kuvvetler doğrudan fiksasyon minividalarına iletilerek stabilitesini etkilemektedir (133). Choi ve ark. (134), vidaların yerleştirilme tekniği, uygulanan kuvvetin büyüklüğü, hastanın oral hijyeni ve kortikal kemik kalınlığı gibi miniplak stabilitesini etkileyen faktörlerden bahsetmişlerdir.

Huang ve ark. (135), ortodontik ankraj amaçlı miniplakları kullanarak kemikte oluşan stresi sonlu elemanlar analiziyle değerlendirdikleri çalışmada miniplak başarısının; miniplağın şekli, minivida uzunluğu ve sayısı, kortikal kemik kalınlığı, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve yönü gibi faktörlerden etkilenebileceğini bildirmişlerdir. En yüksek basınç alan miniplak çeşitlerinin sırasıyla I, L, Y, T şekilli plaklar olduğunu bulmuşlardır.

Literatürde miniplaklarla ilgili yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Umemori ve ark. (64), ön açık kapanışı bulunan hastalarda mandibular posterior dişlerin intrüzyonu için L şekilli miniplakları kullanarak 3-5 mm intrüzyon sağlamışlardır. Birinci ve ikinci molarların apikal bölgesindeki bukkal kortikal kemiğe yerleştirdikleri bu miniplaklara “İskeletsel Ankraj Sistemi” ismini vermişlerdir.

Erverdi ve ark. (77), aşırı maksiller posterior büyümenin ve anterior açık kapanışın zigomatik miniplaklarla intrüzyonunu gerçekleştirerek kaydadeğer sefalometrik değerlerle başarılı bir şekilde tedavi etmişlerdir.

De Clerck ve ark. (121), zigomatik butress'ten destek alarak "Zigomatik Ankraj Sistemi" diye isimlendirdikleri miniplaklarla 27 hastanın kanin distalizasyonunu gerçekleştirmişlerdir.

Sugawara ve ark. (122), maksiller birinci molarların distalizasyon miktarını, hareket tipini ve distalizasyon miktarının yaşla ilişkisini araştırdıkları çalışmada Y şeklinde zigoma miniplaklarını kullanmışlardır. Maksiller birinci azı dişlerinin ortalama distalizasyon miktarı, kron seviyesinde 3.78 mm, kök seviyesinde 3.20 mm bulunmuş ve tedavide kaydadeğer sonuçlar elde edilmiştir.

Kaya ve ark. (125), Angle Sınıf II maloklüzyonların çekimsiz tedavisinde zigomatik miniplak ankrajı ile servikal headgear apareyini karşılaştırmış ve buldukları sonuçta zigomatik miniplak ankrajının, maksiller posterior segmentlerin distalizasyonunda servikal headgear apareyine göre hem estetik hemde avantajlı bir alternatif olabileceğini belirtmişlerdir.

Kırçelli ve ark. (126, 128), maksiller lateral nazal duvara yerleştirdikleri miniplaklardan destek alarak yüz maskesi uyguladıkları olgu sunumlarında maksillanın önemli derecede anteriora hareket ettiğini bildirmişlerdir.

De Clerck ve ark. (129), "Orta Yüz Bölgesinin Tedavisinde Yeni Bir Bakış Açısı" diye isimlendirdikleri olgu sunumunda maksiller zigomatik bölgeye, mandibular kesici dişler ve premolarlar arasına miniplakları yerleştirerek Sınıf III intermaksiller elastik uygulamışlardır.

Hakami ve ark. (16), erişkin Sınıf III maloklüzyonun kamuflej tedavisiyle ilgili çalışmada, T şekilli plakları her iki tarafta üçüncü molarların laterale, eksternal oblik sırt bölgesine üç minivida ile sabitlemişlerdir. Miniplakların baş kısımları, birinci ve ikinci molarlar arasına denk gelen bölgeye ayarlanmıştır. Her biri 250 gr olan iki elastomerik zincir, her iki tarafta kanin ve birinci premolar arasından 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik ark teli üzerinde mandibular arkın distalize edilmesi için uygulanmıştır. Tedavi sonucunda mandibular birinci molarlar paralel hareketle 4 mm distalize edilmiştir.

Huang ve ark. (135), ortodontik ankraj için kullanılan miniplakların kemik stresi üzerine etkilerini sonlu elemanlar analizi ile araştırmışlardır. En yüksek Von Mises gerilmesi I şekilli plaklarda, bunu takiben L, Y ve T şekilli plaklarda bulunmuştur. Vida

sayısı arttıkça kemikteki streslerin azaldığını; ancak vida uzunluğu ile ilişkisinin bulunmadığını belirtmişlerdir.

2.3. Mandibular Molar Distalizasyonu

Ortodontinin gelişim tarihçesinde kimi zaman çekimsiz, kimi zamanda çekimli tedavi yaklaşımları kabul görerek ön plana çıkmıştır. Son zamanlarda ise çekimsiz tedavi yaklaşımlarına karşı artan ilgi arklarda yer kazanmaya yönelik aygıtların geliştirilmesini ve yaygınlaşmasını beraberinde getirmiştir (2-4).

Ortodontide;

- ✓ Açık kapanışla birlikte hafif ve orta dereceli Sınıf III maloklüzyonların kamuflaj tedavilerinde,
- ✓ Mandibular orta hat sapmalarında,
- ✓ Mandibulada yer problemi nedeniyle gömülü kalmış veya ektopik süren dişlerin mevcudiyetinde,
- ✓ Mandibular keser protrüzyonu şikayetiyle gelen hastalarda alt çenede distalizasyona ihtiyaç duyulmaktadır.

Ağız dışı mekaniklerle yapılan molar distalizasyonunda karşılaşılan en büyük problem hasta işbirliğine duyulan ihtiyaçtır. Bu amaçla araştırmacılar mandibular molar distalizasyonunda kullanımları hastalara bağlı olmayan aparey ve mekanikleri geliştirmişlerdir. Alt çenede molar distalizasyonunda Lip Bumper, Modifiye Lingual Apareyler, Modifiye Distal Jet, Franzulum, miniplak ve minividalar gibi ağız içi mekaniklerden yararlanılmaktadır.

Lima ve ark. (5), J-hook headgear kullanarak Sınıf III açık kapanışı mandibular molar distalizasyonu ve intrüzyonu şeklinde tedavi ettiklerini bildirmişlerdir. Tedavi sonrası 4 yıllık retansiyon sürecinde tedavinin stabil kaldığını belirtmişlerdir.

Nakamura ve ark. (136), Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanılan geçici ankraj apareylerinin ve Sınıf III elastiklerin sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Elastik grubunda mandibular molar dişlerin distale devrilmesi, mandibular kesici dişlerin ve maksiller molar dişlerin ekstrüzyonu, mandibular düzlem açısının saat yönünde rotasyonu ve artmış ANB açısı gözlenmiştir. Geçici ankraj apareyi grubunda ise mandibular molar dişlerin distale devrilmesi ve intrüzyonu, mandibular kesici dişlerin gövdesel hareketi ve mandibular düzlem açısının azaldığı gözlenmiştir.

Chen ve ark. (6), Sınıf III maloklüzyonun minivida destekli mandibular molar distalizasyonu ile tedavisinin iki yıllık takibiyle ilgili bir çalışma yayınlamışlardır. Tedavi sonrası sefalogramda, mandibular kesici dişlerin retraksiyonu, B noktasının distal hareketi, mandibulanın saat yönünde rotasyonu gözlenmiştir. İki yıllık retansiyon sonrasında oklüzyonun stabil olduğu belirtilmiştir.

Roberts ve ark. (137), iskeletsel Sınıf III açık kapanışın bukkal minividalarla tedavisini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Retrospektif bir sonlu elemanlar analizi için CBCT görüntülemeli bir hasta seçilmiştir. Çalışmada mandibular arkın yaklaşık 5 mm distalize edildiği ve 3 mm civarında molar intrüzyonu sağlandığı bildirilmiştir.

Chang ve ark. (138), Sınıf III maloklüzyonun tedavisinde mandibular bukkal bölgede önerilen, dik veya açılı yerleştirilen kemik vidaları için bölgenin fizibilitesini bir CBCT çalışmasıyla değerlendirmişlerdir. Birinci ve ikinci molarlara komşu kortikal kemik kalınlığı; mezial yüzey, kronun orta noktası ve distal yüzeylerde ölçülmüştür. CBCT görüntüsünün frontal kesitlerinden, birinci moların mezialinden ikinci moların distaline kadar yedi bölgenin progresif ölçümü yapılmıştır. Kortikal kemik kalınlığı, mandibular bukkal bölgenin yüzeyi boyunca, molar alveoler kretin 3, 5, 7 mm apikalinde, dik ve 30° açıyla ölçülmüştür. Dik yerleştirmeye karşılaştırıldığında, 30° açılı yerleştirmede kortikal kemik kalınlığında istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlenmiştir. Birinci ve ikinci molarların lateralinde bulunan mandibular bukkal bölgenin geçici ankraj apareyleri için uygun olduğu belirtilmiştir.

Elshebiny ve ark. (139), beyaz hastalarda minivida yerleştirilmesi için mandibular bukkal bölgeyi anatomik olarak değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak beyaz hastalarda, mandibular ikinci moların distobukkal tüberkülüne komşu bölgenin kortikal kemik kalınlığı, kemik genişliği ve yerleştirme derinliği bakımından minivida yerleştirilmesi için en uygun alan olduğu bulunmuştur.

Chang ve ark. (140), hareketli mukoza veya yapışık dişetine yerleştirilmiş 1680 tane mandibular bukkal minividanın birincil başarısızlık oranıyla ilgili bir çalışma yapmışlardır. 2×12 mm bukkal minividalar alveolar kretin lateraline, alt birinci ve ikinci molar köklerinin bukkaline yerleştirilmiştir. Minivida başı yumuşak dokudan en az 5 mm daha yukarıda konumlanmıştır. Mandibular bukkal segmentleri distalize etmek için en az 4 ay boyunca 8-14 oz (227–397 g) kuvvet uygulanmıştır. Toplamda, 1680 'den

121 adet minivida (%7.2) başarısız olmuştur. Başarısızlık oranı 89 hastada tek taraflı, 16 hastada çift taraflı görülmüştür. Sol tarafta (%9.29) başarısızlık oranı, sağ tarafa göre (%5.12) anlamlı derecede daha yüksek çıkmıştır.

Ma ve ark. (141), şiddetli unilaterale Sınıf III maloklüzyonu düzeltmek için minividalarla asimetrik molar distalizasyonu yapmışlardır. Sunmuş oldukları vaka raporunda, uygun planlama ile molar distalizasyonu elde etmek için geçici ankraj apareylerinin asimetrik kullanılabileceğinden ve bu yaklaşımın diş çekimi tedavisine etkili bir alternatif olabileceğinden bahsetmişlerdir.

Choi ve ark. (142), mandibular prognatizmi olan hastalarda molar distalizasyonu için mevcut retromolar bölgeyi araştırmışlardır. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak Sınıf I veya Sınıf III maloklüzyona sahip ardışık 110 hastanın posterior mandibular boyutları ölçülmüş ve genel lineer karışık modeller kullanılarak karşılaştırılmıştır. Posterior oklüzyon çizgisi boyunca ölçülen mesafeler arasında, furkasyondan 0 ve 2 mm apikalde ölçülen alan; Sınıf III grubunda, Sınıf I grubuna göre anlamlı derecede daha büyük çıkmıştır. Sınıf III maloklüzyona sahip hastaların, posterior oklüzyon çizgisi boyunca sadece ikinci moların furkasyon seviyesinde mandibular molar distalizasyonu için daha büyük retromolar alana sahip olduğu bildirilmiştir.

Chae ve ark. (143), kuvvet kolu açısı ile mandibular dişlerin total distalizasyonu arasındaki ilişkiyi sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Bu çalışmada kuvvet kolu direnç merkezinin altından geçtiğinde tüm dentisyonun saat yönünde, üstünden geçtiğinde ise saat yönünün tersine rotasyona uğradığı belirtilmiştir. Ark telinin elastik sapması, anterior dişlerin linguale devrilmesine neden olmuştur. Sonuç olarak, kuvvet kolunun açısı ayarlanarak tüm mandibular dentisyonun doğru bir şekilde distalizasyonunun sağlanabileceği sonucuna varmışlardır.

Kim ve ark. (144), geçici ankraj apareylerinin lokasyon ve tipine göre total ark distalizasyonu sırasında mandibular dentisyonun yer değiştirmesini üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle incelemişlerdir. Ramal plak, Sugawara plağı, bukkal minivida ve interradiküler minividadan oluşan dört tane sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Mandibular ark teline her bir taraf için 300 gr distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Sonuç olarak ramal plaklarla posterior dişlerde minividalardan daha fazla distal ve

ekstrüviz hareket sağlandığı görülmüştür. Sugawara plağında ise molarlarda intrüviz hareket gözlenmiştir.

Kim ve ark. (145), molar distalizasyonu için mandibular posterior anatomik limitasyonu araştırmışlardır. İskeletsel Sınıf I normodiverjan yüz profili ve normal oklüzyona sahip 34 erişkin hastada üç boyutlu bilgisayarlı tomografi taraması yapılmıştır. Aksiyal kesitlerde birinci ve ikinci molar dişlerin bukkal tüberküllerini bağlayan posterior okluzal hat boyunca kron ve kök seviyelerinde posterior mevcut alan ölçülmüştür. Posterior mevcut alan, kök düzeyinde kron seviyesinden anlamlı derecede daha küçük çıkmıştır. 68 kökün %35,3'ünde kök teması gözlenmiştir. Sonuç olarak posterior anatomik sınır, mandibular gövdenin lingual korteksi olarak tanımlanmıştır.

Nucera ve ark. (146), erişkinlerde minivida yerleştirilmesi için mandibular retromolar üçgen ve anterior ramus bölgesinin kemik derinliğini, kortikal kemik kalınlığını ve vestibulolingual kemik boyutunu incelemiştir. Bu çalışmanın sonucunda, retromolar üçgen ve anterior ramus bölgesinin erişkinlerde güvenli bir şekilde minivida yerleştirilmesi için yeterli kemik miktarı ve kalitesine sahip olduğu belirtilmiştir.

Özer ve ark. (12), yer problemi nedeniyle gömülü kalmış alt ikinci premolarlara sahip bir olguda birinci molarların distalizasyonunda kullanılan Modifiye Distal Jet aparatının etkilerini incelemiştir. Tedaviye başladıktan 4 ay sonra alt ikinci premolar dişlerin normal konumda sürebilmeleri için yeterli yer sağlanmıştır. Sefalometrik incelemede birinci molarların paralel olarak distale hareketlerinden daha ziyade dikleştikleri ve alt keserlerin protrüzyona uğradıkları belirlenmiştir.

Kook ve ark. (7), iskeletsel Sınıf III maloklüzyonun düzeltilmesi için ramal plaklarla mandibular dentisyonun distalizasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Etkili bir molar distalizasyonu sağlamak için kuvvet vektörleri fonksiyonel okluzal düzleme paralel yapılmıştır. Böylece ramal plakların, çekimsiz ve cerrahi tedavi istemeyen hastalarda total ark distalizasyonu için endike olabileceğini belirtmişlerdir.

Sugawara ve ark. (147), erişkin hastalarda iskeletsel ankraj sistemi kullanarak mandibular molarların distalizasyonu ile ilgili bir çalışma yapmışlardır. Mandibular birinci molarların ortalama distalizasyon miktarı, kron seviyesinde 3,5 mm ve kök seviyesinde 1,8 mm bulunmuştur. Ortalama nüks miktarı hem kron hem de kök apeksi seviyelerinde 0,3 mm bulunmuştur. Böylece ön çapraz kapanışın, maksiller dental

protrüzyonun, çapraşıklığın ve dental asimetrilerin premolarların çekimini gerektirmeden, geçici ankraj apareyleri ile molarlar distalize edilerek tedavi edilebileceğini bildirmişlerdir.

2.4. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

2.4.1. Homojen Cisim

Cisim içerisindeki elastik özelliklerin her noktada aynı olduğu cisimlerdir (148).

2.4.2. Eleman

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan geometrik model "eleman" adı verilen basit geometrik şekillere ayrılır. Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar (148, 149).

2.4.3. Düğüm Noktası

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölünmesiyle oluşan sonlu sayıda eleman belirli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm adı verilmektedir. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar analizinde bu düğüm noktalarının belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gereklidir (150, 151).

2.4.4. Ağ Yapısı Oluşturma

Ağ yapısı ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Ağ yapısı oluşturmada genellikle kendi içinde büyük değişime sahip olan ya da olduğu tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Önemli olan modelin en iyi şekilde nasıl daha küçük parçalara bölüneceğidir (150, 151). Ağ yapısı oluşturma işleminden sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir.

2.4.5. Sınır Şartları

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir (150).

2.4.6. Kuvvet

Cisimlerin hareket şeklini ve durumunu değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklüktür ve yön, şiddet ve doğrultu gibi vektörel özelliklere sahiptir (152). Kuvvetin birimi SI sisteminde "newton" (N)'dir.

Ortodonti literatüründe kuvvet miktarları genellikle “gram-force” (gf) cinsinden verilmektedir ama çoğunlukla kütle birimini andıran şekilde “gram” (gr) olarak söylenmektedir. 1 newton, 101.97 gram-kuvvet’e eşittir.

2.4.7. Gerilme

Gerilme, bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı o cismin içinde birim alanda oluşan tepkidir. Uygulanan kuvvetin cismin yapısında dağılmasıdır. Bir yapının içindeki gerilme, birim yüzeydeki kuvvet olarak açıklanabilir (152, 153).

$$\text{Gerilme} = \text{Kuvvet} / \text{Alan.}$$

Gerilme birimi Paskal (P veya N/m^2)’dır. Diş hekimliği alanında yapılan araştırmalarda, incelenen boyutların genelde milimetrik olması nedeniyle çoğunlukla Megapaskal (Mpa veya N/mm^2) tercih edilmektedir.

Kuvvet uygulanması ile cisimde temel olarak uzama, sıkışma ve makaslama olmak üzere üç tip gerilme oluşabilir. Kuvvetlerin etkilediği cisimlerde saf bir gerilme durumu oluşması zordur. Genellikle yük uygulanan cisimlerde üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu durumlar meydana gelmektedir. Bir cisimdeki gerilme üç boyutlu olarak incelendiğinde etkiledikleri yüzeye dik olan gerilmeler normal gerilmeler, etkiledikleri yüzeye teğetsel gerilmeler kayma gerilmeleri olarak nitelendirilir. Bütün düzlemlerde kayma gerilmelerinin sıfır olduğu ve tüm gerilmelerin sadece normal gerilmelerden oluştuğu gerilmeler asal gerilmeler adını alır (152-154).

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 esas gerilme denir. 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 kırılabilir yapıların gerilmeleri değerlendirilirken asal gerilmeler göz önüne alınmaktadır. Herhangi bir kuvvet kırılabilir bir materyale uygulandığında oluşan gerilme değeri cismin en yüksek çekme dayanıklılık değerini veya en yüksek sıkışma dayanıklılık değerini aşarsa materyalde kalıcı deformasyon meydana gelir (155).

2.4.8. Asal Gerilmeler

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler adını alır (153). Maksimum, orta ve minimum olmak üzere 3 tip asal gerilme vardır (156).

- Maksimum asal gerilme: Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder.
- Minimum asal gerilme: Minimum asal gerilmeler negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.

Analiz sonuçlarından elde edilen pozitif değerler çekme gerilmelerini, negatif değerler ise basma gerilmelerini ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklindedir (157).

2.4.9. Von Mises Gerilmesi

Belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılan, şekil değiştirme enerjisi prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Asal ve kayma gerilmelerinden hareketle gerilmenin şiddetinin genel bir şekilde ifade edilmesidir (158, 159).

2.4.10. Gerinim

Gerinim, bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan yük gerilme oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturur (153). Uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranı olan gerinim şu denklem ile tanımlanır: Gerinim (strain) = Boyuttaki değişim / Orijinal boyut.

2.4.11. Elastiklik Modülü

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı direncinin bir ölçüsüdür. Elastiklik sınırları içinde gerilme-gerinim eğrisinin eğimi yani gerilmenin gerinime oranı ile hesaplanır.

$$E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim} = \sigma / \epsilon$$

Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür, materyalin sertliği arttıkça elastiklik modülü değeri de artar. Bu özellik mekanik özellikler ile dolaylı bir ilişki içerisindedir. Lineer elastik materyallerde sabit bir young modülü söz konusu iken lineer olmayan elastik materyallerde uygulanan yüke bağlı olarak değişkenlik gösterir (23, 160, 161).

2.4.12. Poisson Oranı

Bu oran; çekme veya basma kuvvetleri altında, cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin, boyundaki birim boyut değişimine oranıdır. Örneğin bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde yükün geldiği yönde bir boy uzaması, yüke dik olan diğer boyutlarda ise bir boy kısalması olur. Basma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşır (161).

2.5. 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 (162). 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 amacıyla gerilme analizlerinin yapılması gereklidir (163).

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, fonksiyon sırasındaki fiziksel ve mekaniksel olayların özelliklerini inceleyebilmek amacıyla fonksiyonel gerilmelerin ölçülebildiği farklı analiz yöntemleri mevcuttur (164):

1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi,
2. Kırılabilir vernik ile kaplama tekniği,
3. Halografik interferometri (lazer ışını ile stres analiz yöntemi),
4. Termografik stres analiz yöntemi,
5. Gerilme ölçer stres analiz yöntemi,
6. Radyo telemetri,
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.

2.6. Sonlu Elemanlar Analizi

İmplant sistemlerinin çevresindeki yük ve yüke bağlı oluşan gerinimlerin değerlendirilmesinde fotoelastisite, sonlu elemanlar analizi ve gerinim ölçümü metodları kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi mühendislik problemlerinin çözümünde kullanılan, kabul edilmiş bir kuramsal tekniktir (165).

Sonlu elemanlar analizi ilk defa 1956 yılında uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmış olup, günümüzde mühendislik bilimlerinde sık başvurulan analiz yöntemlerinden biridir. Günümüz teknolojisinde uçak, inşaat, mekanik, petrol mühendisliği gibi pek çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Sonlu elemanlar gerilme analizinde; incelenmesi istenilen cisim, bilgisayarda sonlu sayıdaki düzgün alt bölümlere ve elemanlara ayrılarak temsil edilir.

Karmaşık geometrik yapılar bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya dönüştürülür. Bu yapıyı elemanlar, bunlara bağlı düğüm noktaları ve belirleyici sınır koşulları oluşturur. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş haline matematiksel model denilmektedir. Esas modelin figüratif olarak bölünmesiyle ortaya çıkan bu elemanlar, modelin orijinal özelliklerini tümüyle gösterirler. Matematiksel modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, poisson oranı ve elastiklik modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Fiziksel sistemin davranışı sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir. Oluşturulan matematiksel modelde, düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemanda ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamında gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler elde edilmiş olur (148, 149, 161).

2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları

Bu yöntemin avantajları;

- ✓ Düzgün geometri göstermeyen katılara ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanarak gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
- ✓ Yapay bir materyal kullanılmaksızın, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- ✓ Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
- ✓ Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi,

✓ Oluşan geometri, sınır şartları, yükleme, yönü ve miktarı gibi özelliklerin istenildiği gibi değiştirilip, analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir (161, 166).

Bütün bu avantajlarının yanı sıra, bu yöntem ile yapılan araştırmanın doğruluğunda büyük önem taşıyan malzeme özellikleri, sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğunda olması sebebiyle çok detaylı bilgi aktarımı gerektirmesi, ciddi bir bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulması, gerçek şartların katı model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur.

Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar analizi; deneysel olarak analizin gerçekleştirilmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir ve zamanla gelişen yazılım ve donanım olanakları ile önemi daha da artmaktadır.

2.7. Ortodontide Sonlu Elemanlar Metodu ile Yapılmış Öncü Araştırmalar

Ortodontide bilgisayar destekli gerilme analizleri ile yapılan araştırmalar 1971 yılında Davidian ve ark. (43), üst orta kesici dişin teorik rotasyon merkezini bulmak için gerçekleştirdiği dental model ile başlamıştır. Yazarlar, dişe uygulanan kuvvet sonucu periodonsiyumdaki mekanik cevabı incelemiş, rotasyon ve direnç merkezinin yerlerinin değişimini gözlemlemişlerdir.

1979'da Wright ve ark. (167), üst orta kesici dişin ortodontik yüklemesi sonucu oluşan gerilme ve gerinimleri üç boyutlu inceleyerek sonuçlarını biyolojik kemik apozisyon-rezorpsiyon süreçleri ile karşılaştırmışlardır.

1981'de Yoshikawa ve ark. (168), ortodontik paslanmaz çelik ark tellerinin elastiklik modüllerini sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir.

1983'de Rubin ve ark. (169), asimetric geometriye ve homojen olmayan materyal yapısına sahip alt sağ büyük azı dişinin üç boyutlu matematiksel modelini hazırlayarak, okluzal kuvvetler karşısında gerilmelerin dağılımını incelemişlerdir.

Moss ve ark. (170), kafa-yüz iskeletindeki boyut ve biçim değişikliklerini tanımlayıcı bir yöntem olarak iki boyutlu gerçekleştirdikleri sonlu elemanlar yöntemiyle fare kafatasındaki değişiklikleri incelemişlerdir.

1985'de Miyakawa ve ark. (171), ortodontik kuvvet etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesindeki önemli prensipleri ortaya koyarak, bu yöntemin benzer

yöntemlere, özellikle fotoelastik yöntemle göre sistematik ve nicel olması nedeniyle üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Tanne ve ark. (172), 1987'de alt birinci premoları 240 izoparametrik eleman ile bilgisayarda üç boyutlu olarak modellemişler ve dişe bir noktadan kuvvet çifti uygulayarak oluşan gerilmeleri diş kökü, alveol kemiği ve periodontal ligament düzeyinde ölçmüşlerdir. Yazarlar, sonlu elemanlar yönteminin üstünlüğünün ortodontik kuvvetin istenilen noktadan istenilen yönde ve şiddette uygulanabilmesi olduğunu bildirmişlerdir (22).



3. MATERYAL VE METOT

Araştırmamızda, miniplak ve bukkal minividalarla yapılan mandibular molar distalizasyonu yöntemlerinin oluşturdukları kuvvet ve stres dağılımlarını üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile değerlendirdik.

Bu amaçla üç boyutlu ağ yapının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analiz işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 2TB Hard disk, 48 GB RAM donanımlı ve Windows 7 işletim sistemi olan bilgisayardan, NextEngine (NextEngine Inc, California, USA) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan üç boyutlu taramadan, CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, USA) üç boyutlu modelleme yazılımından ve ADINA (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) analiz programından yararlandık.

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için öncelikle geometrik modeller oluşturuldu.

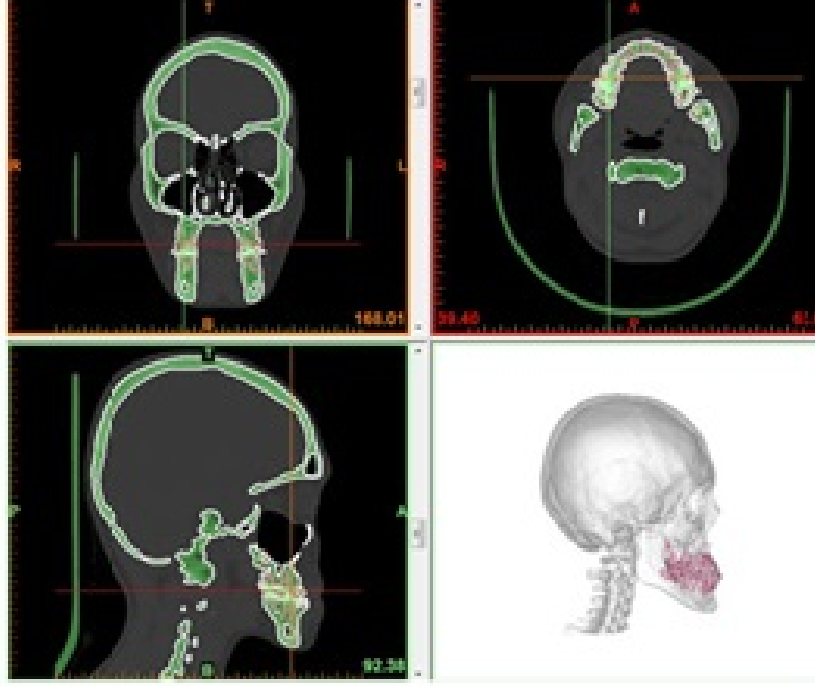
3.1. Geometrik Modellerinin Oluşturulması

3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi

Mandibulanın modellenmesi için, erişkin bir hastaya ait konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanıldı.

CBCT görüntüleri ILUMA (3M Imtec, Oklahoma, ABD) 3D görüntüleme cihazı ile 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon verilerinden elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi ve MIMICS (Able Software Corp, Massachusetts, USA) yazılım programına aktarıldı.

MIMICS yazılım programı manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamında rekonstrüksiyonunun yapılabilirdiği bir programdır. Bu yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



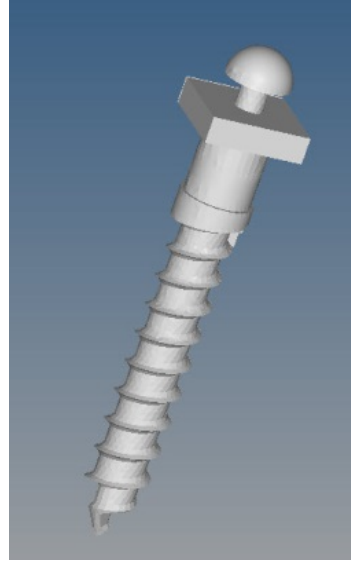
Şekil 1: Erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüsü

Elde edilen görüntüler MIMICS yazılım programına aktarıldıktan sonra burada "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield değerleri ayarlanarak alt çene kemik dokusu ayrıştırıldı.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "Complex Surface Rendering" yöntemi ile 3 boyutlu kemik modeli elde edildi. Elde edilen 3 boyutlu modelin MIMICS yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilmesi ile alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. Üç boyutlu kemik modeli MIMICS yazılımından “.stl” formatında export edilerek CATIA yazılımına gönderildi.

3.1.2. Bukkal Minivida'nın Modellenmesi

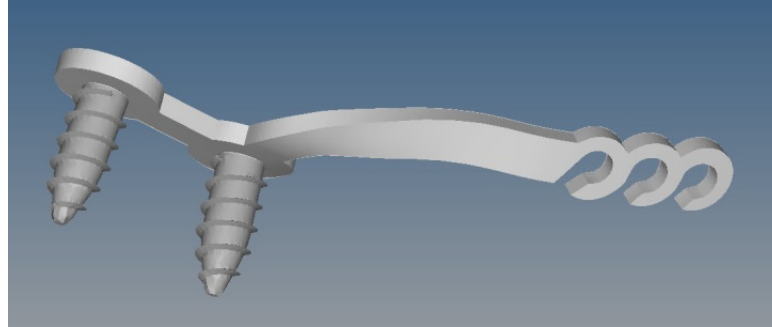
Birinci modelde, 2.0 mm çapında ve 12 mm uzunluğundaki bukkal minivida (OrthoBoneScrew®, Newton's A, Hsinchu, Taiwan) Rhinoceros yazılımında modellendi. Araştırmamızda modellenmek için kullanılan bu minivida paslanmaz çelikten yapılmıştır.



Şekil 2: Araştırmada kullanılan bukkal minivida

3.1.3. Miniplağın Modellenmesi

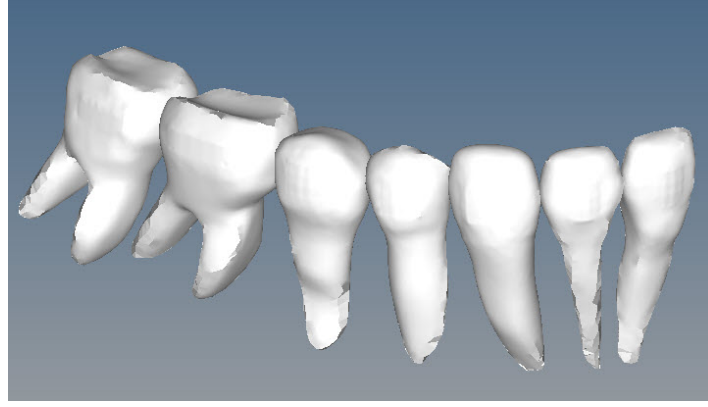
İkinci modelde, 6 mm uzunluğunda, 2 mm çapında iki monokortikal minivida ile sabitlenen miniplak (Jeil Med. Co., Korea) tercih edildi ve Rhinoceros yazılımında modellendi. Araştırmamızda modellenmek için kullanılan bu miniplak Tip V titanyumdan yapılmıştır (Ti-6 Al-4V).



Şekil 3: Araştırmada kullanılan miniplak

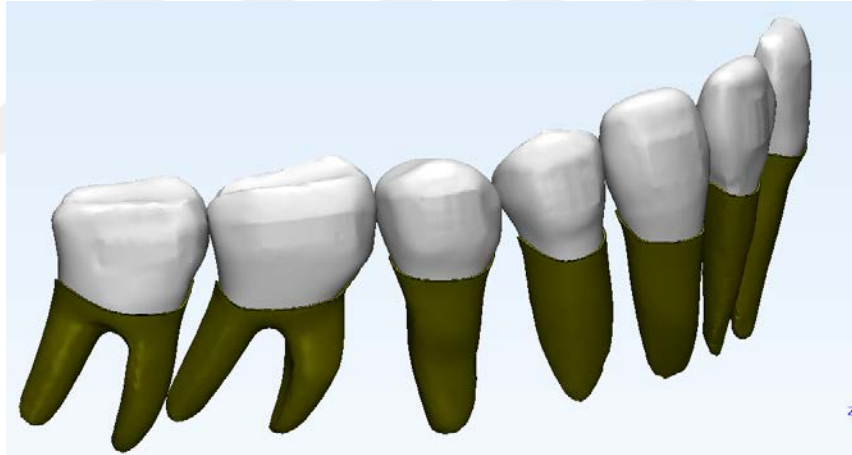
3.1.4. Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Alt üçüncü büyük azılar hariç diğer tüm alt çene dişleri Wheeler's diş atlasındaki (173) anatomik diş şekil ve boyutları dikkate alınarak el ile Rhinoceros 4.0 (McNeel Inc., Seattle, WA, ABD) üç boyutlu modelleme yazılımında modellendi. Modelleme esnasında dişlerin mine, dentin, sement, pulpa gibi katmanları oluşturulmadı.



Şekil 4: Dişlerin modellenmesi

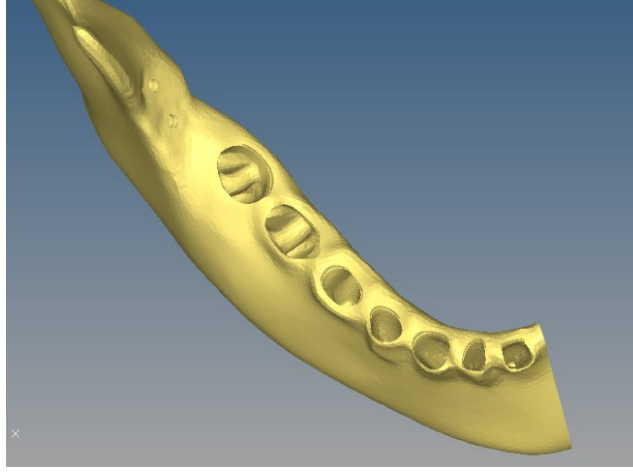
Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının “slice” işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden, “offset” komutu ile 0.25 mm kalınlığında uniform periodontal ligament elde edildi.



Şekil 5: Periodontal ligamentin modellenmesi

PDL dokularının Rhinoceros yazılımında kortikal kemikten “boolean” yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edildi.

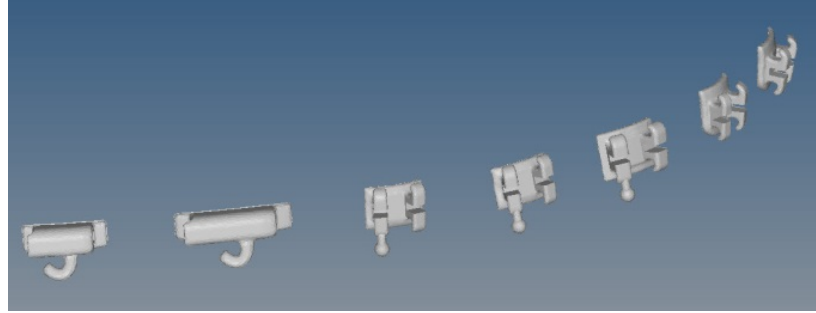
Diş yuvalarının elde edilmesinden sonra kemik dokusuna “offset” yöntemi ile kalınlık verilerek spongios kemiğin dış kısmı modellendi.



Şekil 6: Diş soketlerinin modellenmesi

3.1.5. Braketler ve Tüplerin Modellenmesi

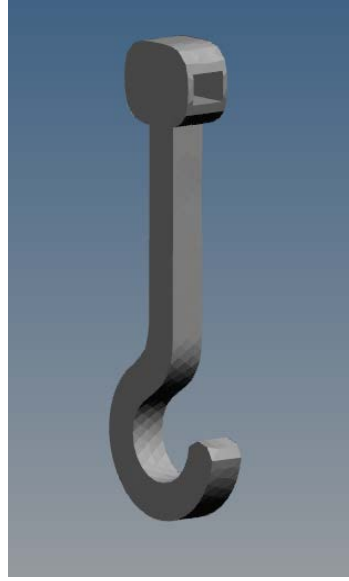
Araştırmamızda kullanılan American Orthodontics firmasına (Ormco Corp., Orange, CA, USA) ait 0.022 inç slota sahip MBT braketler ve tüpler NextEngine 3D lazer tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak tarandı. “.stl” formatında elde edilen görüntüler CATIA yazılımına gönderildi. Braketler dişlerin ön yüzeyleri üzerine braket tabanının orta noktası dişin ön yüzeyinin orta noktasına gelecek şekilde yerleştirildi.



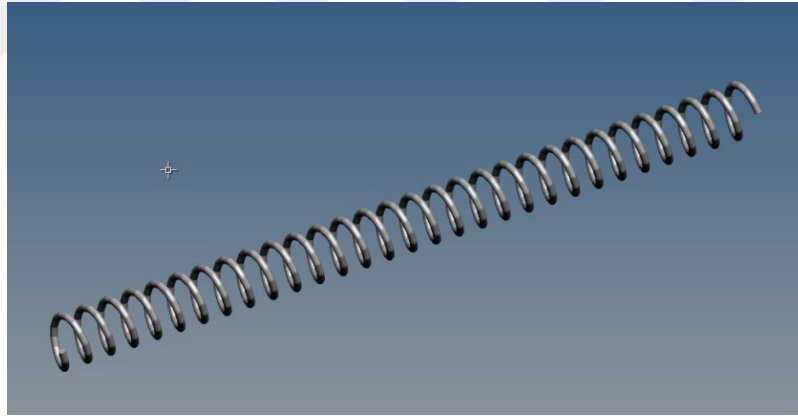
Şekil 7: Araştırmada kullanılan braket ve tüpler

3.1.6. Kanca, Yay ve Ark Telinin Modellenmesi

Braket slotlarından referansla 0.019x0.025 inç kesitli paslanmaz çelik ark teli aynı yazılım programında manuel olarak modellendi ve Rhinoceros 4.0 yazılımında braket taramaları üzerinde detaylı çözümlenmeler ile dişler ve ark teli uyumlamaları yapıldı. Araştırmamızda kullanılan kanca ve yaylar da aynı yazılım programında manuel olarak modellendi.



Şekil 8: Araştırmada kullanılan kanca



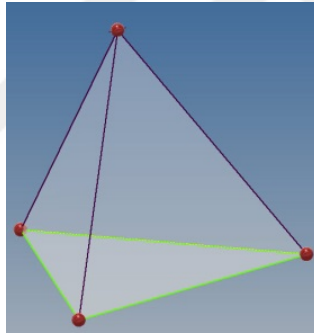
Şekil 9: Araştırmada kullanılan yay

Yapılan modellemeler 3 boyutlu olarak CATIA yazılımında uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı. Tüm bu işlemler sonucunda mandibulada kortikal kemik, spongiöz kemik, periodontal ligament, dişler, braketler, iskeletsel ankraj üniteleri ve diğer ortodontik apareyler gerçek morfolojilerini yansıtmak üzere modellenmiştir.

Araştırmamızda kullanılacak tüm yapıların modellenmesinden sonra senaryoların oluşturulmasına geçildi. Modellenen tüm yapılar CATIA yazılımına aktarıldıktan sonra burada gerekli kesme-ekleme-çıkartma işlemleri yapılarak araştırma konusu olan senaryoların elde edilmesi sağlandı.

3.2. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

CATIA yazılımında oluşturulan model setleri, analizi yapılmak üzere 3 boyutlu koordinatlar korunarak ADINA (ADINA R&D Inc,71 Elton Avenue Watertown MA 024472) programına aktarıldı. CATIA yüzey şeklinde yapılan ağ yapının oluşturulması işlemi, ADINA yazılımında katı model şeklinde yapıldı. Burada modeller Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi.



Şekil 10: 4 düğümlü 3D tetrahedral eleman

Tablo 1: Araştırmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
1. Model	115567	530882
2. Model	111314	500558

3.2.1. Materyal Özellikleri

Araştırmamızda kullanılan tüm modeller lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edildi.

Tablo 2: Araştırmada kullanılan malzeme değerleri

	Elastiklik Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Dişler	18600	0.31
Kortikal kemik	13700	0.3
PDL	0.69	0.45
Süngerimsi kemik	1370	0.3
Titanyum alaşımı	113000	0.35
Çelik (tel, minivida, braket)	208000	0.3

3.2.2. Sınır Koşulları

Araştırmamızda her iki modelde de modelleme sırasında sağ ve sol taraf arasında standardizasyon sağlamak amacıyla ayna görüntüsü kullanılarak mandibula kondil bölgesinden DOF (Degree of freedom)'da "0" harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Kuvvet uygulandığında modeller bu bölgelerden destek almaktadır. Alt çenedeki bütün dişler yazılım programı yardımıyla birbirine bağlanarak bir blok haline getirildi.

Araştırmamızda 2 farklı iskeletsel ankraj ünitelerinden destek alınarak ve 300 gr kuvvet uygulanarak toplam 2 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi.

Ayrıca braketler ve ark telleri arasında metal ile metalin sürtünme kat sayısı 0.2 olarak tanımlandı.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Önemli olan elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde değerlendirilerek yorumlanmasıdır.

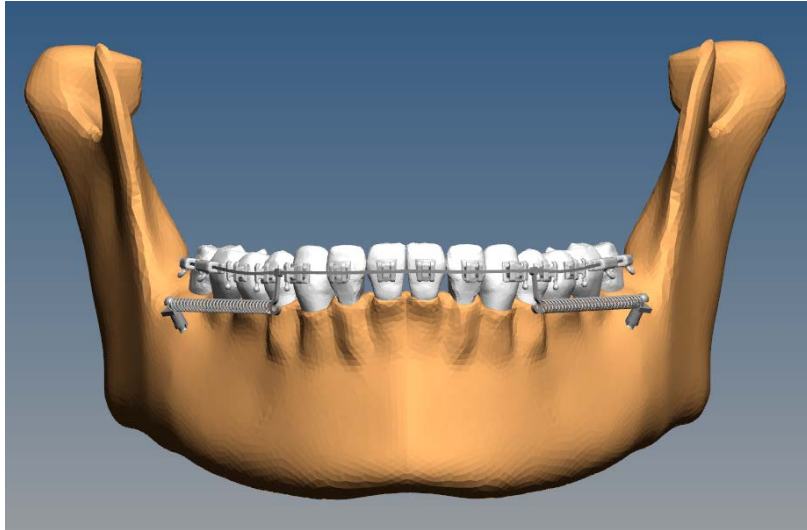
3.3. Modellerin Oluşturulması

3.3.1. Birinci Modelin Oluşturulması

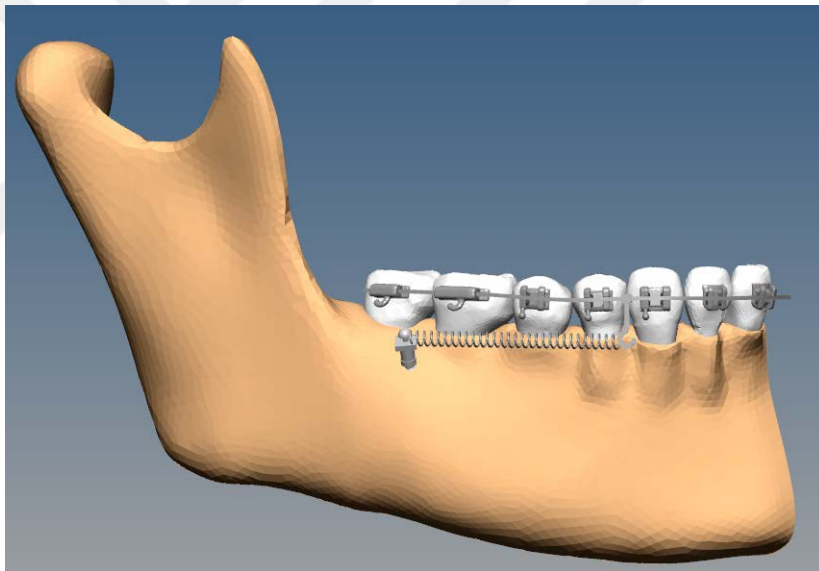
Üç boyutlu sanal model üzerinde bukkal minivida diye adlandırılan, 2 mm çapında, 12 mm uzunluğunda paslanmaz çelik vida 30° açıyla bukkal bölgeye yerleştirildi. Mandibular birinci ve ikinci molarların kontakt noktası hizasına denk gelen bukkal minividadan 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli üzerinde mandibular kanin ve birinci premolar dişlerin arasında konumlanan kancalara 300 gr kuvvet nikel-titanyum kapayıcı yaylarla uygulandı.

3.3.2. İkinci Modelin Oluşturulması

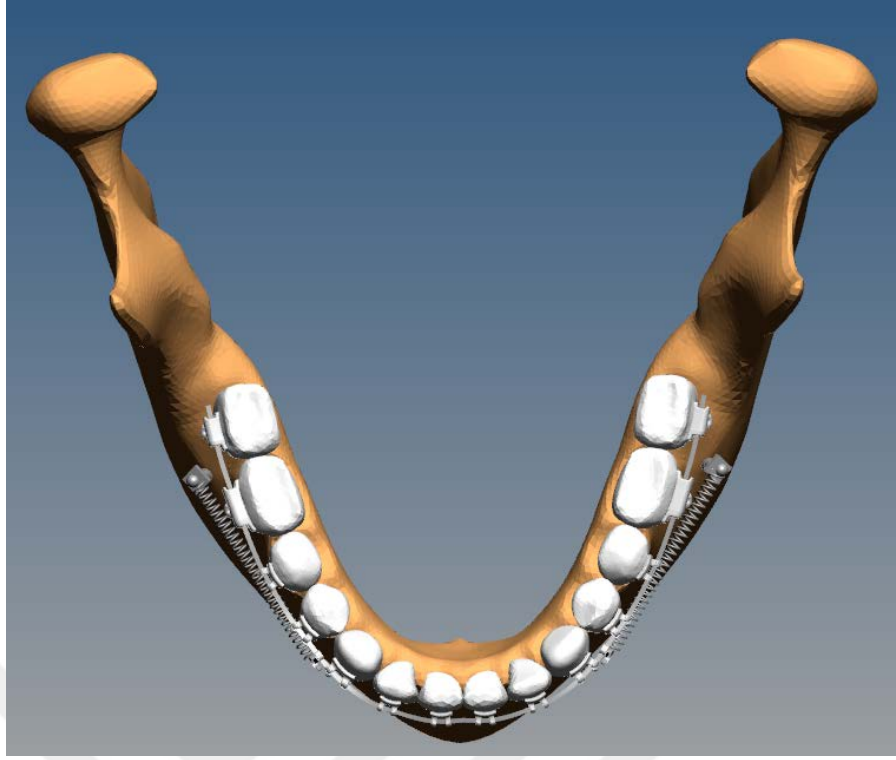
Çalışmamızda oluşturulan ikinci modelde L şeklindeki miniplaklar mandibular ramusun anterior kenarı ile temporal kret arasına, retromolar fossaya yerleştirildi. Titanyum miniplakların sabitlendiği monokortikal titanyum minividaların çapı 2.0 mm, uzunluğu ise 6.0 mm'dir. Mandibular birinci ve ikinci molarların kontakt noktası hizasına denk gelen miniplak başından 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli üzerinde mandibular kanin ve birinci premolar dişlerin arasında konumlanan kancalara 300 gr kuvvet nikel-titanyum kapayıcı yaylarla uygulandı.



(a)

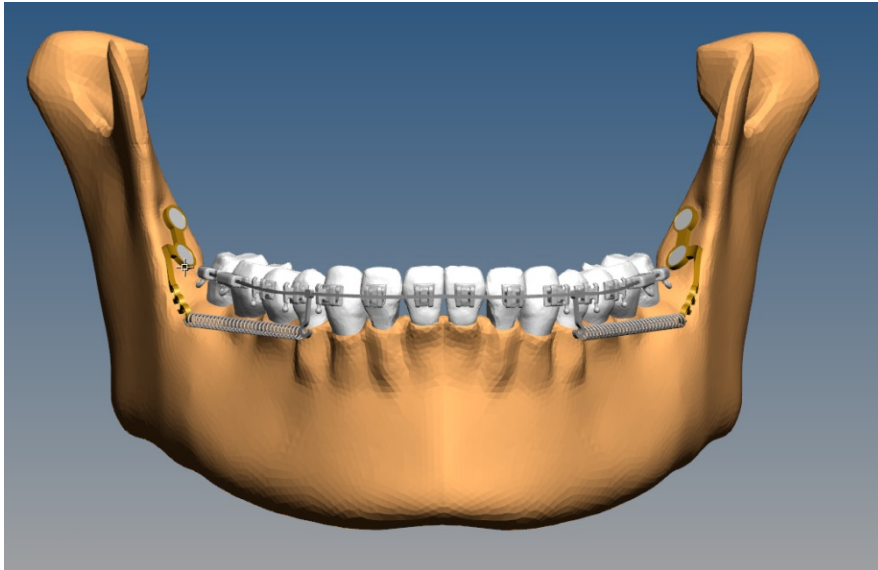


(b)

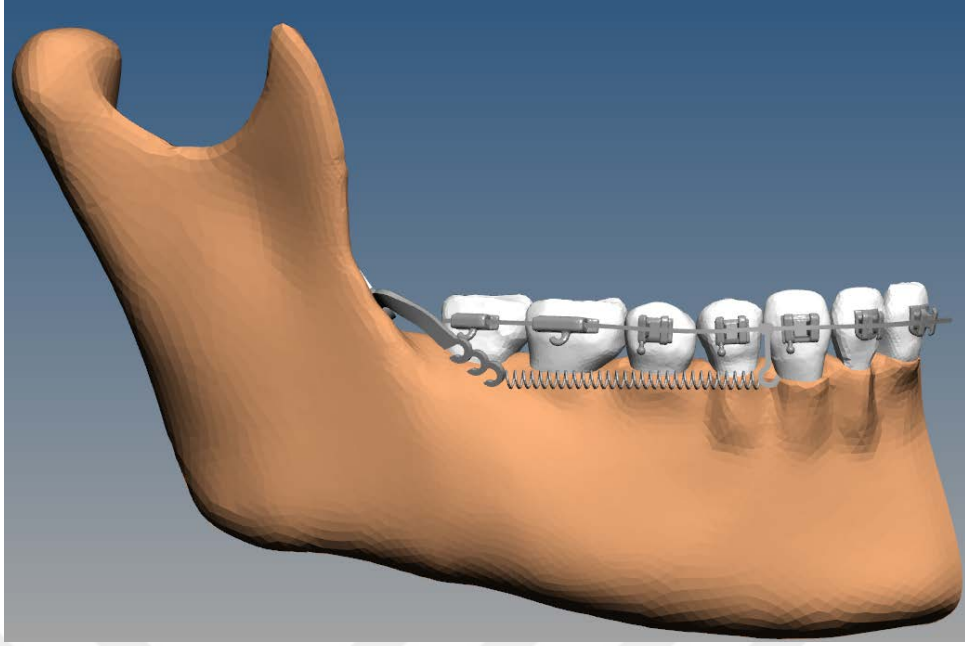


(c)

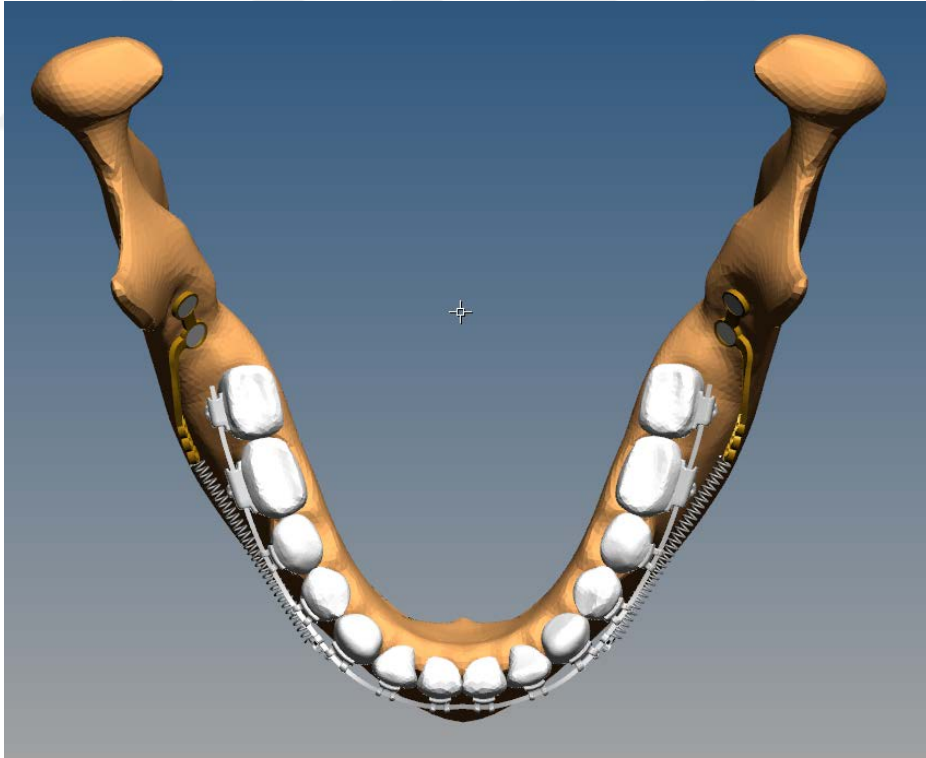
Şekil 11: Birinci modelin önden (a), yandan (b) ve okluzalden (c) görünümü



(a)



(b)



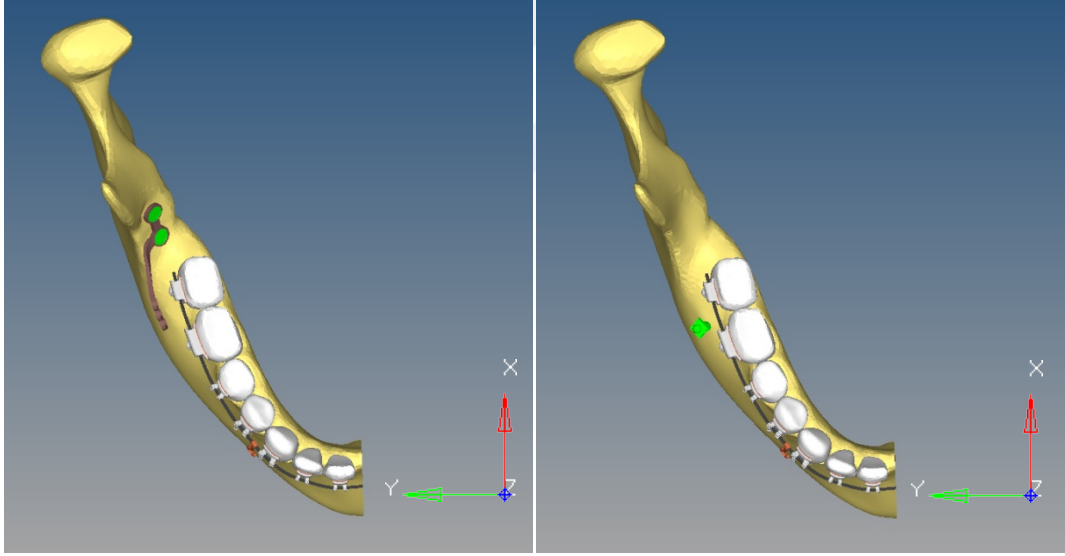
(c)

Şekil 12: İkinci modelin önden (a), yandan (b) ve okluzalden (c) görünümü

4. BULGULAR

Araştırmamızda; tıpta ve diş hekimliğinde oldukça yaygın kullanılan miniplaklar ile henüz diş hekimliğinde kullanımı yeni olan mandibular bukkal minividalar ve dişlerde meydana gelen gerilmeler, transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirmeler sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulanma anında elde edilen değerleri göstermektedir. Bu analiz sonucunda, dişler üzerinde, minivida ve miniplak çevresinde seçilen düğümlere ait Von Mises gerilmeleri, maksimum, minimum asal gerilme değerleri ile transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları elde edilmiştir. Çalışmamızda X eksenini sagittal yönü, Y eksenini transversal yönü ve Z eksenini de vertikal yönü temsil etmektedir.



Şekil 13: Birinci ve ikinci modeldeki referans eksen işaretleri

Sonlu elemanlar analizinde Von Mises gerilmeleri, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri, transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları bir renk skalasına göre görselleştirilmektedir. Buna göre, Von Mises gerilmelerini gösteren şekillerde kırmızı renkle gösterilen alanlar maksimum asal gerilmenin meydana geldiği alanları, mavi ile gösterilen alanlar minimum asal gerilme alanlarını göstermektedir.

Maksimum asal gerilme değerlerinin gösterildiği Şekillerde kırmızı renkli alanlar gerilmenin en fazla olduğu alanları gösterirken, minimum asal gerilme değerlerinin gösterildiği Şekillerde ise mavi renkli alanlar maksimum sıkıŐmayı ya da gerilmenin en az olduğu yerleri göstermektedir.

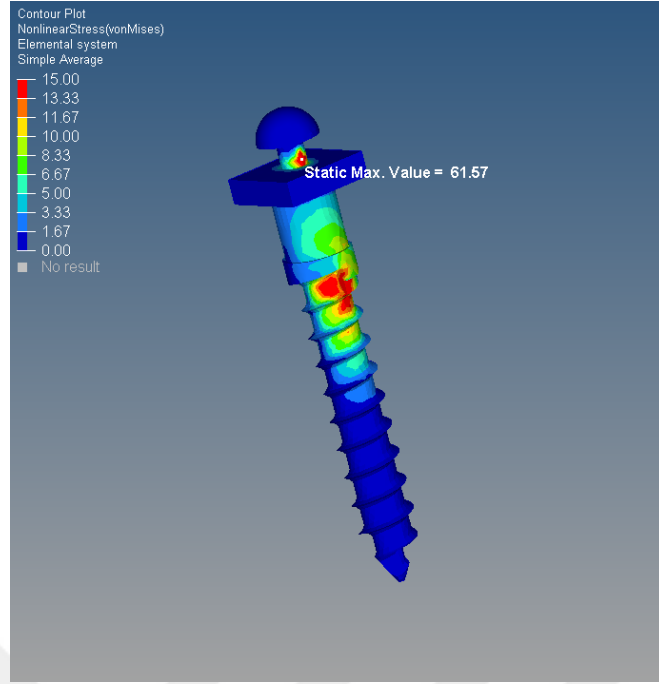
Transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarlarını gösteren Şekillerde ise kırmızı renkle gösterilen alanlar belirtilen eksendeki maksimum yer deęiŐtirmeyi, mavi alanlar ise belirtilen ynn tersi yönündeki yer deęiŐtirmeyi göstermektedir. YeŐil veya sarı ile gösterilen alanlar ise belirtilen yöndeki minimum yer deęiŐtirmeyi ifade etmektedir. Çalışmamızda gerilme değerleri “N/mm²”, yer değiştirme bulguları “mm” cinsinden ifade edilmiştir.

4.1. Birinci Modele Ait Bulgular

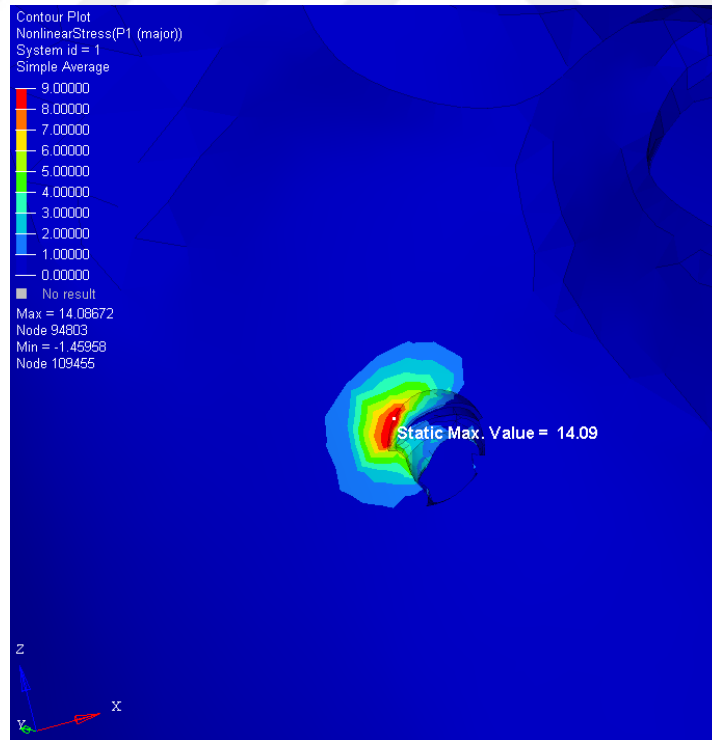
Birinci modelde, 0.019×0.025 in kesitli paslanmaz elik bir ark teli üzerinde mandibular birinci ve ikinci molarların kontakt noktası hizasına denk gelen bukkal minividadan, mandibular kanin ve birinci premolar dişlerin arasında konumlanan kancalara 300 gr kuvvet nikel-titanyum kapayıcı yaylarla uygulanmıştır (Şekil 11).

4.1.1. Bukkal Minivida ve çevresindeki Gerilme Değerleri

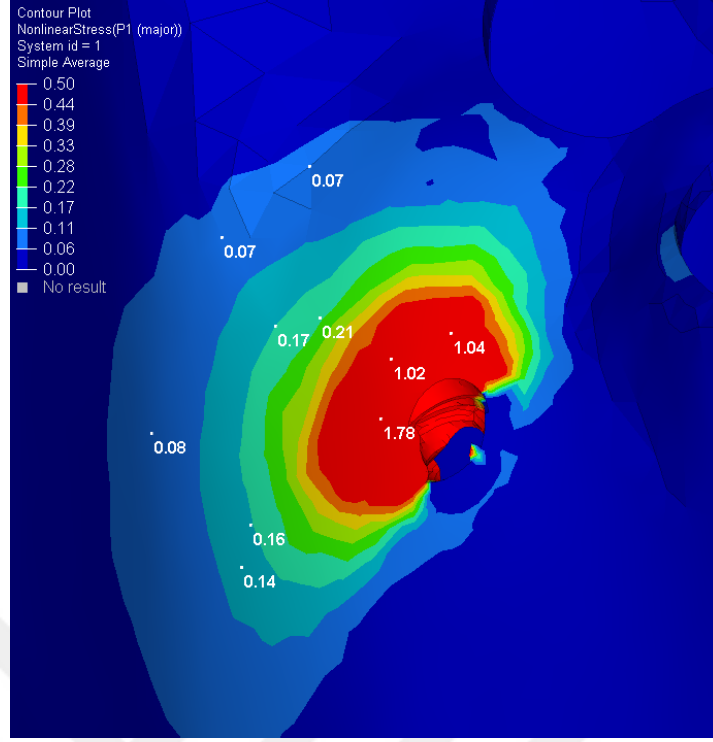
Uygulanan kuvvet sonucu bukkal minividada oluşan gerilmeler Şekil 14’de gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, bukkal minividanın boyun kısımlarında görülmüştür. Bukkal minivida çevresindeki maksimum ve minimum gerilme değerleri ise Şekil 15 ve Şekil 16’da verilmiştir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin kuvvetin uygulama yönünün tersi olan bukkal minividanın distalinde, en fazla sıkışmanın ise kuvvetin uygulama yönünün olan bukkal minividanın mezialinde gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 14: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minividadada oluşan Von Mises gerilme değerleri

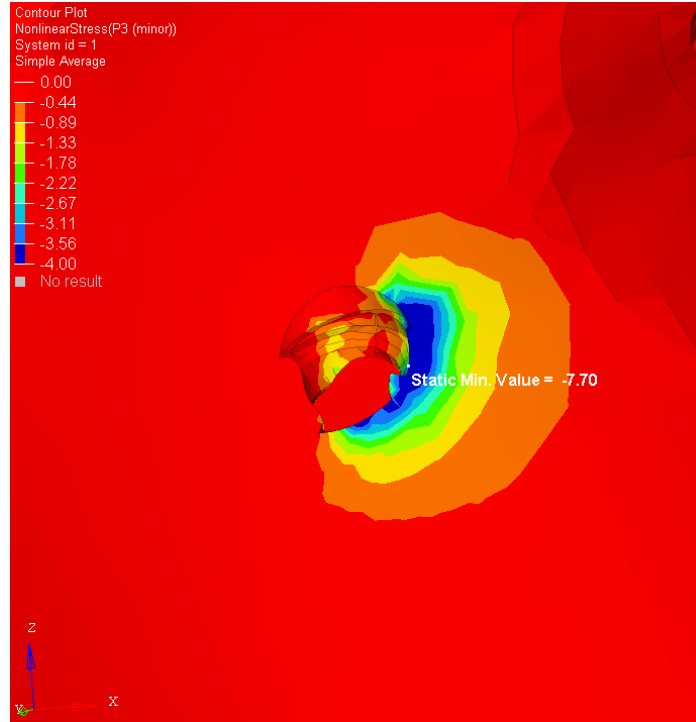


(a)

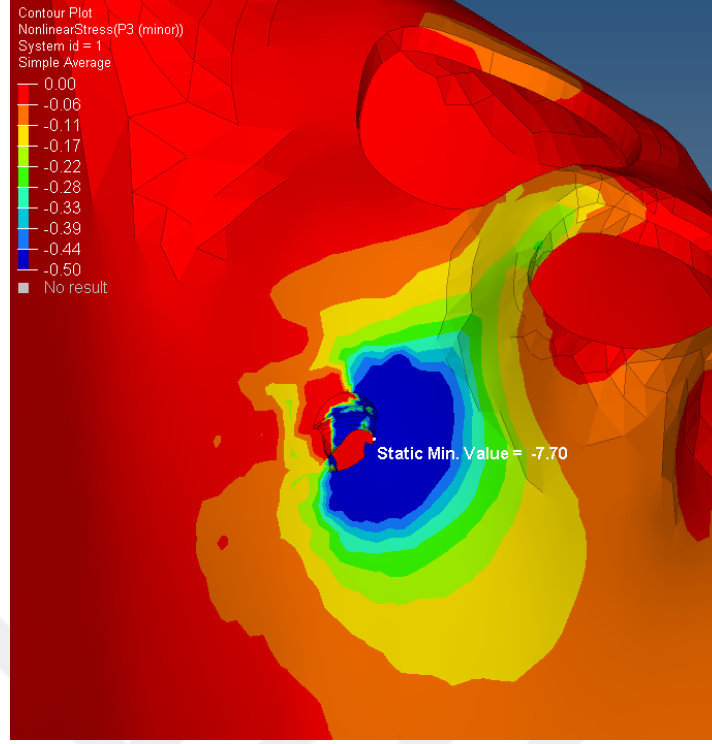


(b)

Şekil 15: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minivida çevresinde oluşan maksimum gerilme değerleri



(a)

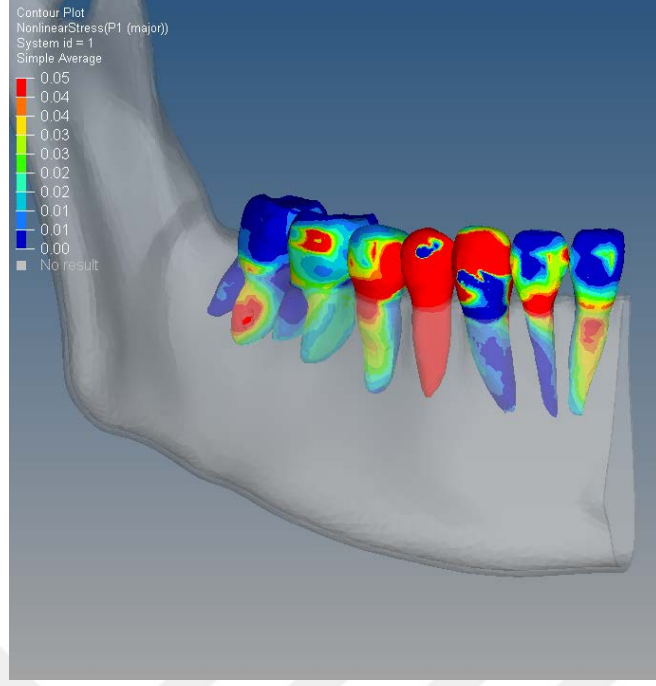


(b)

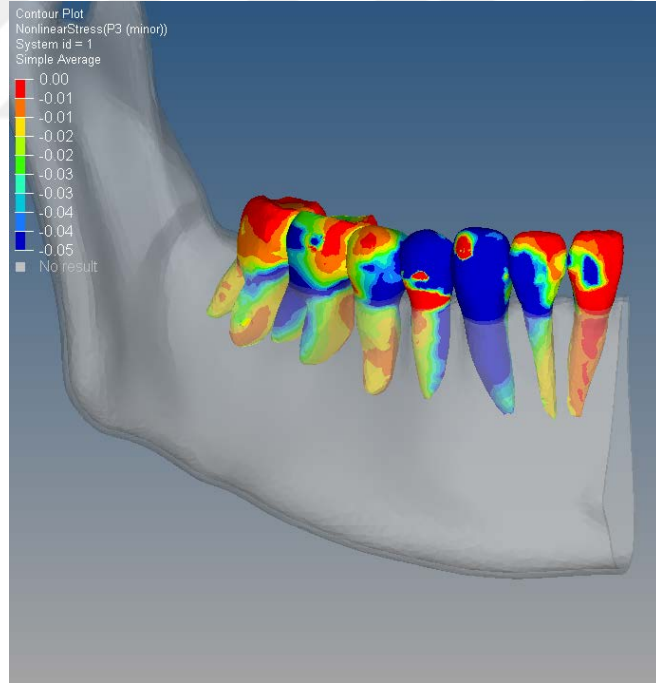
Şekil 16: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minivida çevresinde oluşan minimum gerilme değerleri

4.1.2. Dişlerdeki Gerilme Değerleri

Birinci modelde analiz sonucu dişlerde oluşan gerilmeler Şekil 17’de gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulanması sonucu en fazla gerilme birinci premolar dişler başta olmak üzere ikinci premolarların mezial arayüzünde ve bukkal yüzeyinin kole kısmında görülmektedir. Ayrıca kanin dişlerin labioinsizal kenarına yakın bölgeler ile laterallerin labial kole bölgesinde ve santral diş köklerinin labial kısmında da yoğun gerilme alanları görülmektedir (Şekil 18). Posterior dişlerde meydana gelen gerilmeleri kendi içinde değerlendirebilmek amacıyla renklerin göstermiş olduğu değer aralığı azaltılmıştır. Bunun sonucunda en fazla gerilme birinci premolar dişlerin kole kısımlarında görülmektedir. Ayrıca birinci molar dişlerin kronunun meziobukkal kısmında ve ikinci molar dişlerin mezial kökünün bukkal yüzeyinde gerilmeler görülmektedir (Şekil 19).

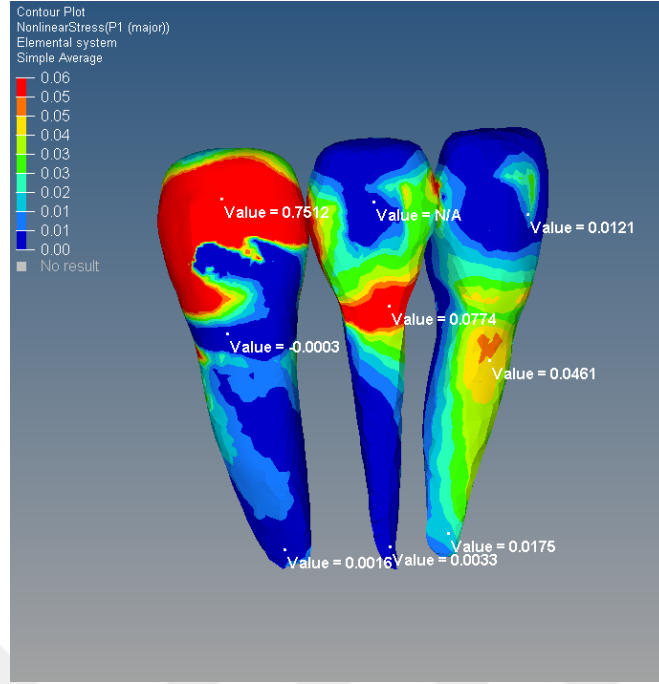


(a)

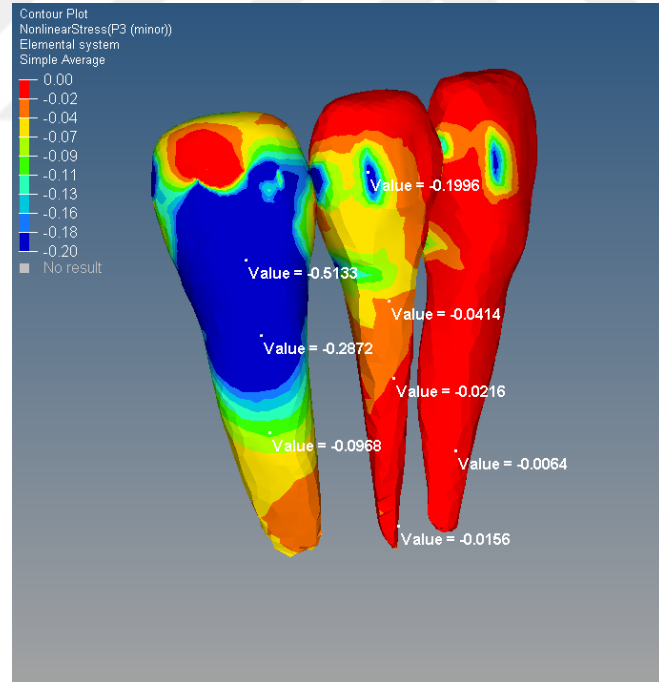


(b)

Şekil 17: Birinci modelde analiz sonucu dişlerde oluşan gerilmeler

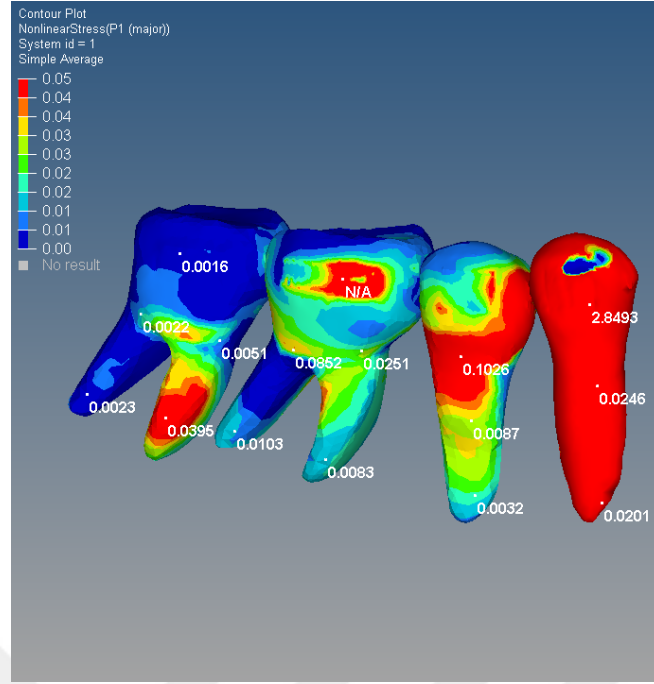


(a)

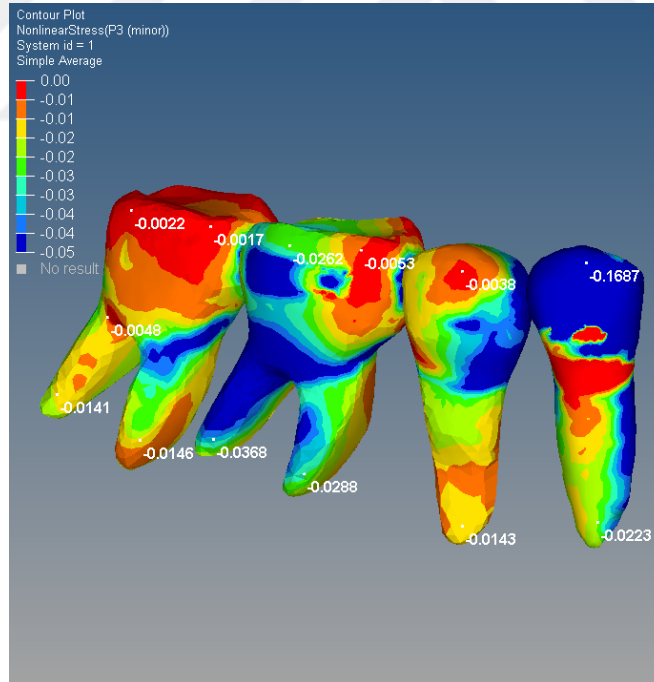


(b)

Şekil 18: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan gerilmeler



(a)

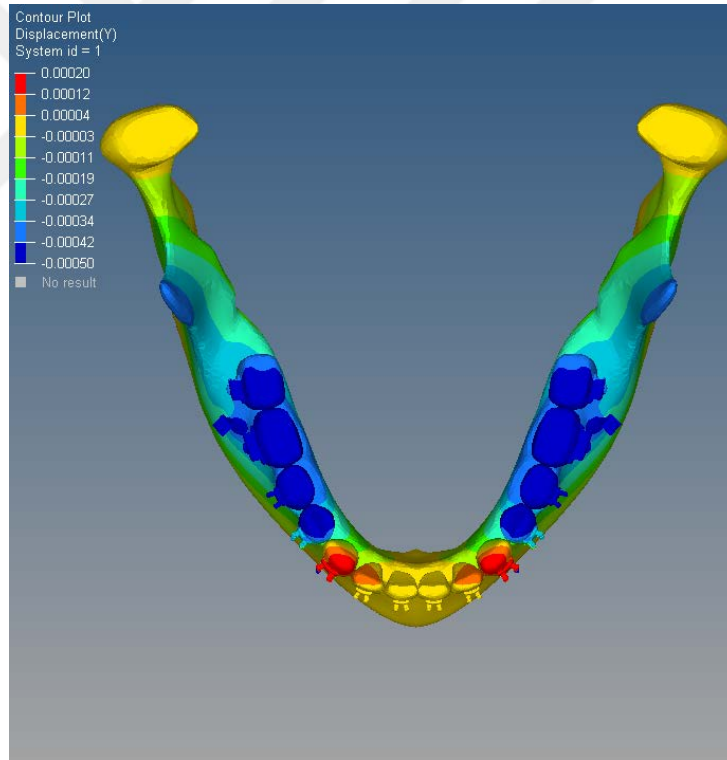


(b)

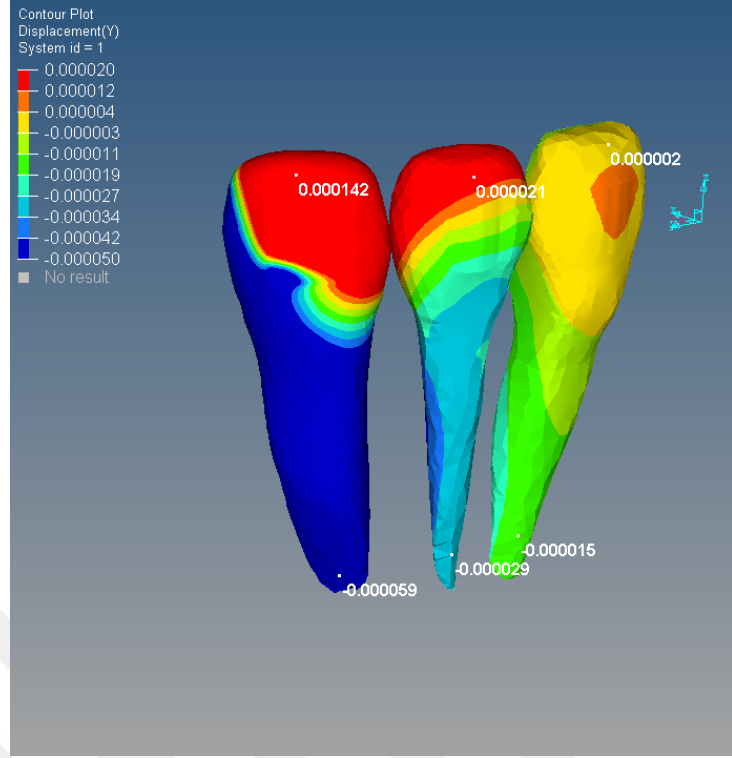
Şekil 19: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan gerilmeler

4.1.3. Transversal Yöndeki Yer Değiş tirmeler

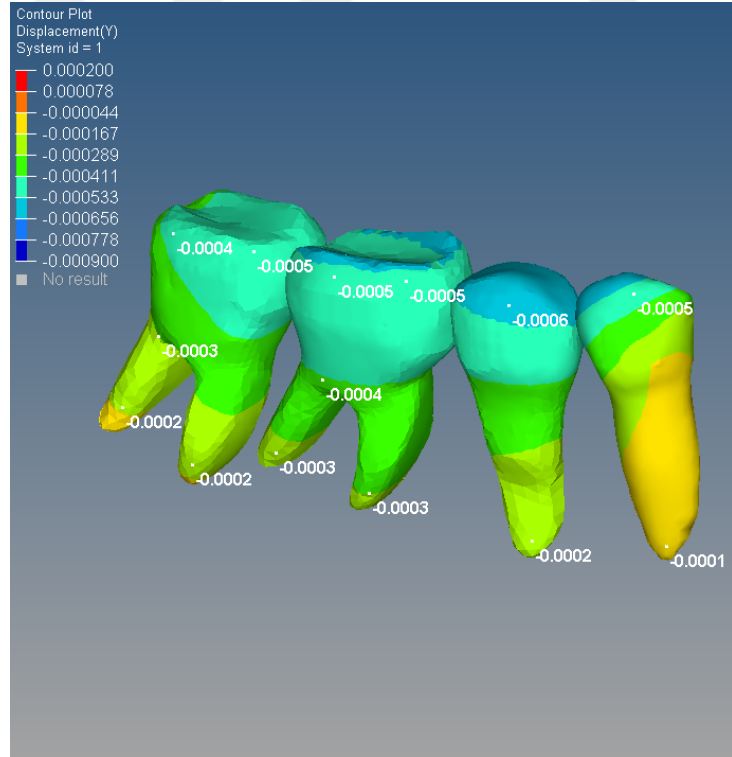
Birinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer de ğ iştir meler Ş ekil 20’de gösterilmiştir. Transversal yönde anterior diş lerde en fazla yer de ğ iştir menin kanin diş lerin mezioinsizal yüzeylerinde ve meziolabial yönde oldu ğ u gör ülmektedir. Lateral diş lerin insizal kenarlarında da kanin diş lere göre çok daha az olmak üzere labial yönde yer de ğ iştir me gör ülmektedir (Ş ekil 21). Posterior diş lerin kronlarında birinci premoların distal kenarı ve ikinci premolarlar baş ta olmak üzere lingual yönde yer de ğ iştir me gör ülmektedir. Birinci ve ikinci molarlarda da lingual yönde yer de ğ iştir me göz lenmektedir. Birinci ve ikinci molar diş lerin kron ve kök uç larında gör ülen yer de ğ iştir meler arasında belirgin fark gör ülmemiştir (Ş ekil 22). Ayrıca analiz sonucunda minividaların mezialinde linguale doğru yer de ğ iştir me gör ülmektedir (Ş ekil 23).



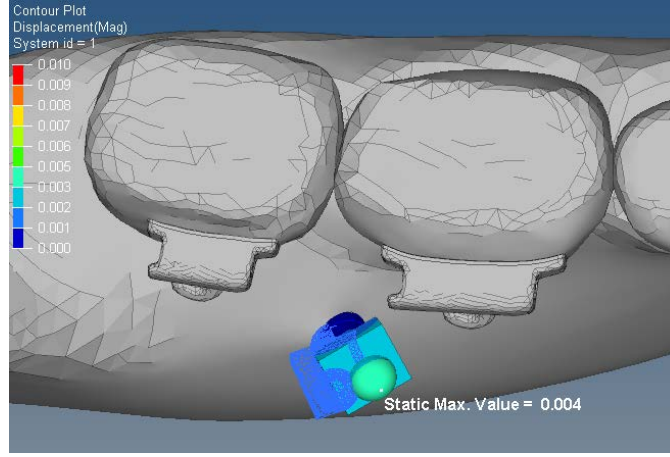
Ş ekil 20: Birinci modelde analiz sonucu kronlarda oluş an transversal yöndeki yer de ğ iştir meler



Şekil 21: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler



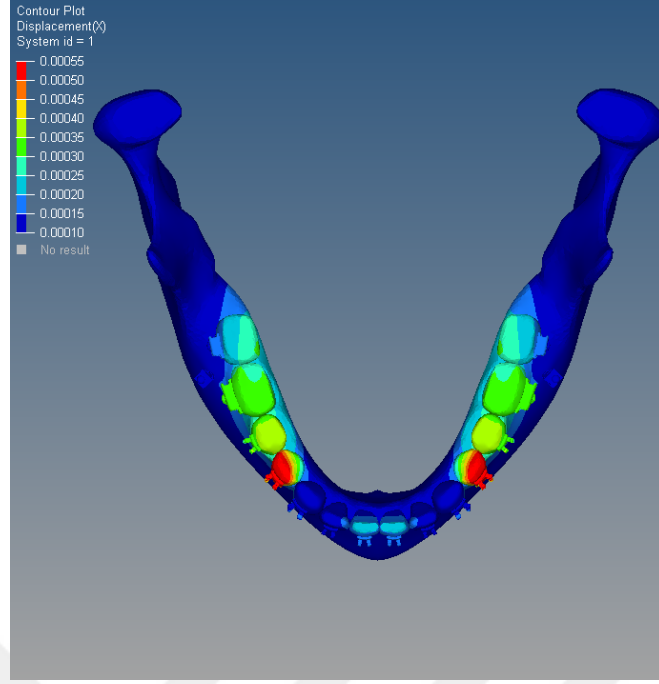
Şekil 22: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler



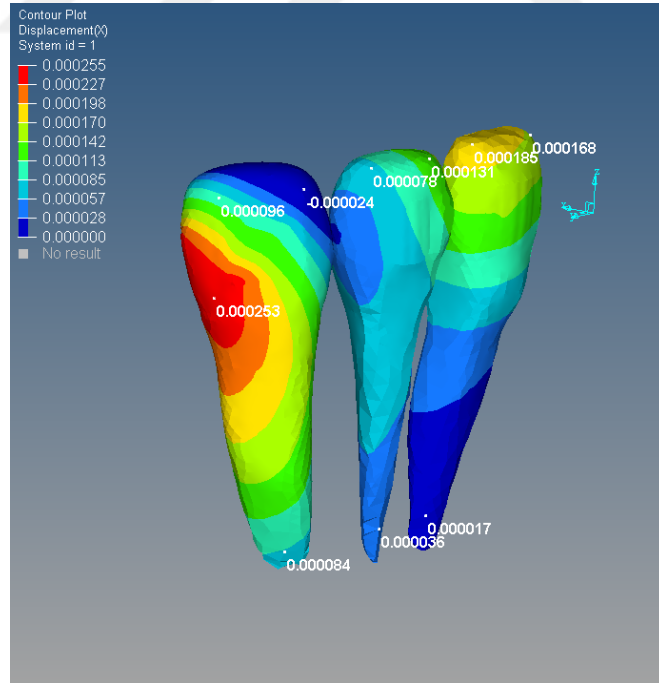
Şekil 23: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minividadada oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler

4.1.4. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler

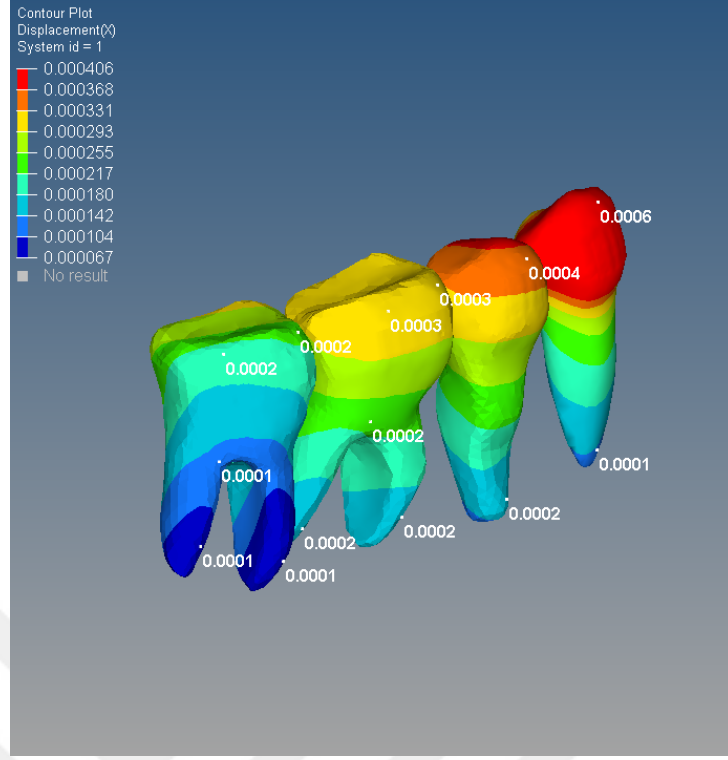
Birinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 24'de gösterilmiştir. Anterior dişlerde distal yöndeki en fazla yer değiştirme kaninlerin distal yüzeyi ile santral dişlerin kronlarında görülmektedir (Şekil 25). Sonuçlar incelendiğinde en fazla yer değiştirmenin birinci premolar dişlerin kronlarında distal yönde olduğu görülmektedir. İkinci premolar dişlerin kronunda da distale doğru yer değiştirme gözlemlenmektedir. Birinci premolarlardaki yer değiştirmenin kök uçlarına doğru azaldığı ve kök uçlarında ise kronlara göre oldukça az olduğu görülmektedir. Ayrıca birinci ve ikinci molar dişlerde de distal yönde hareket gözlenmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerin kron ve kök uçlarında görülen yer değiştirmeler arasında belirgin fark görülmüştür (Şekil 26). Ayrıca analiz sonucunda bukkal minividalarda da meziale doğru yer değiştirme görülmektedir (Şekil 27).



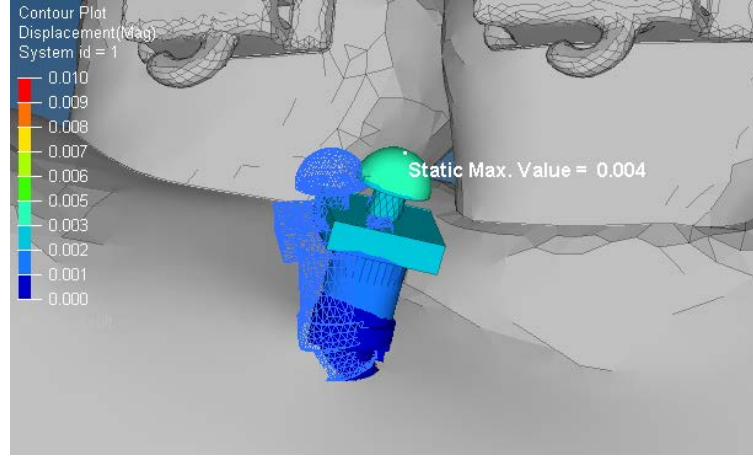
Şekil 24: Birinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler



Şekil 25: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler



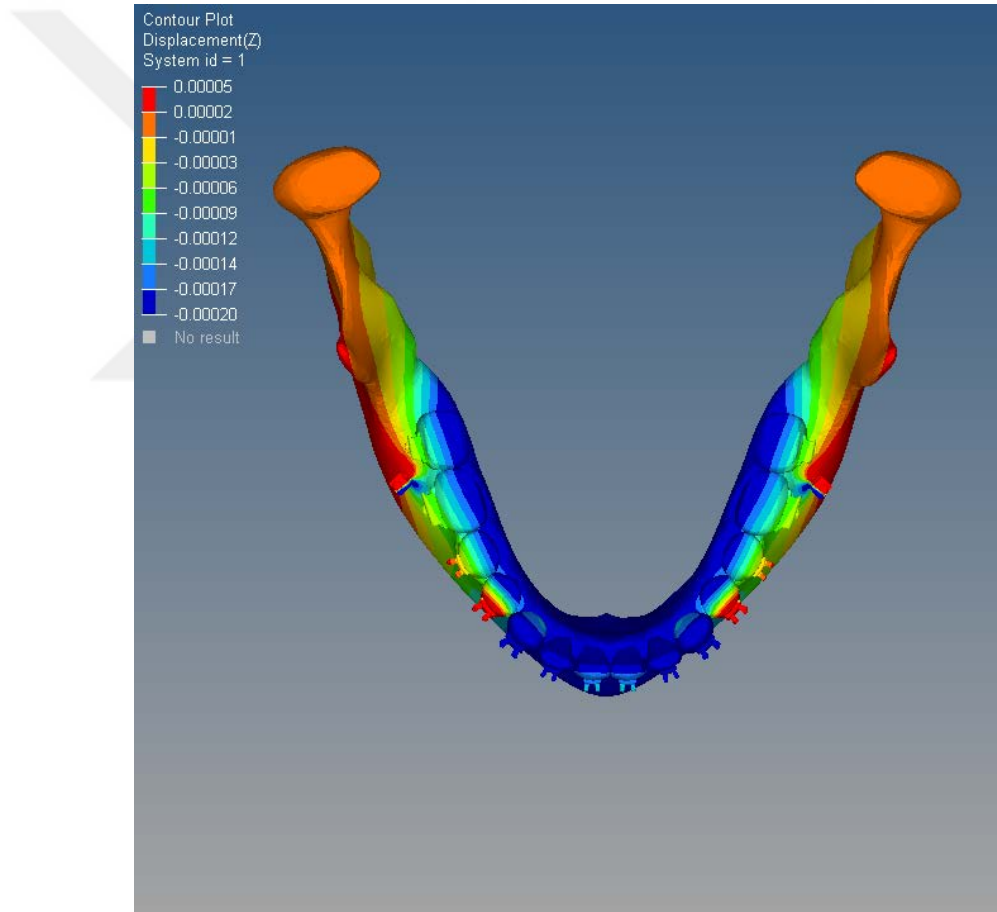
Şekil 26: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler



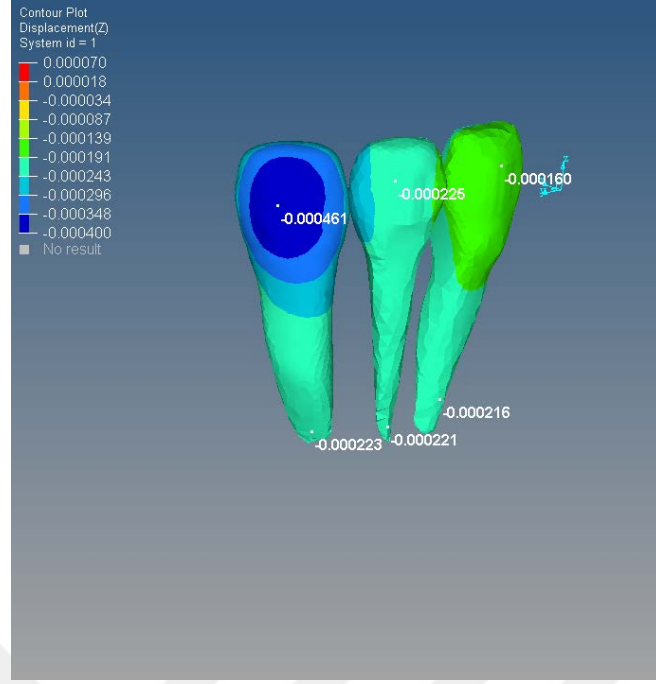
Şekil 27: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minivideda oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler

4.1.5. Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler

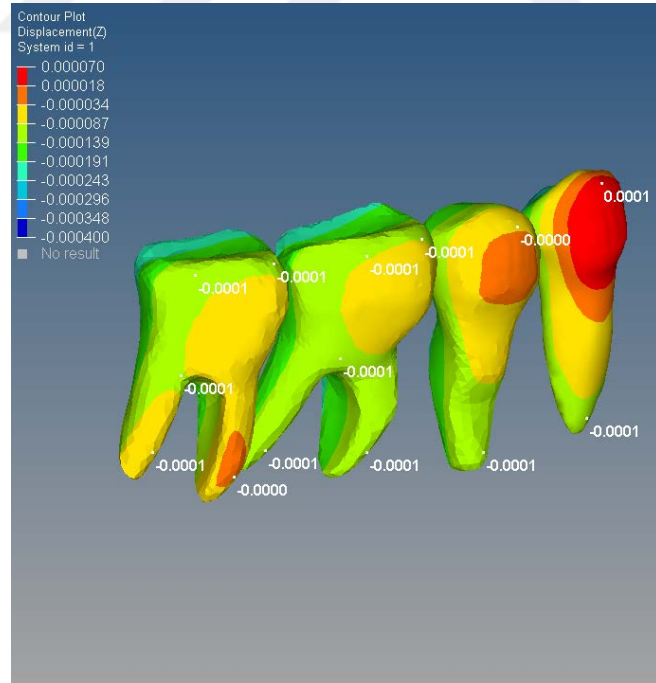
Birinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer de-ğiş-tirmeler Şekil 28’de gösterilmiştir. Anterior dişlere bakıldığında en belirgin kanin dişlerde olmak üzere sırasıyla lateral ve santral dişlerde de intrüzyon hareketi gözlenmektedir (Şekil 29). Posterior dişlere bakıldığında birinci premolar dişlerin kronunun distoinsizal kenarında belirgin olmak üzere ikinci premolar dişlerin kronunun distoinsizal kenarında da hafif düzeyde ekstrüzyon hareketi görülmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerde intrüzyon hareketi görülmektedir (Şekil 30). Analiz sonucunda bukkal minividalarda dikey yönde yer de-ğiş-tirme görülmemektedir (Şekil 31).



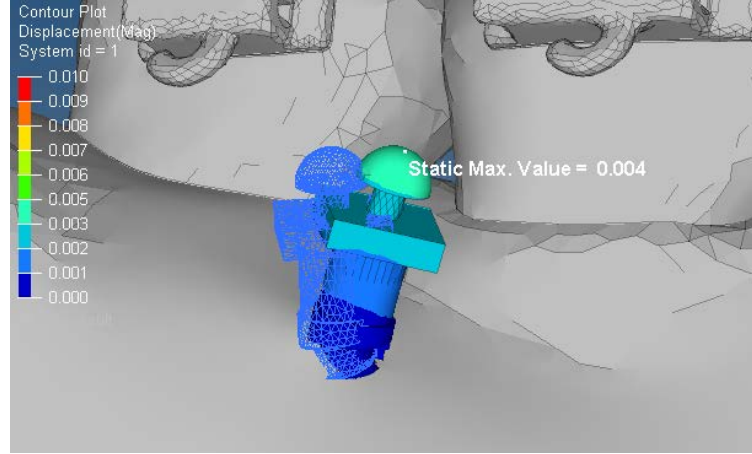
Şekil 28: Birinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan vertikal yöndeki yer de-ğiş-tirmeler



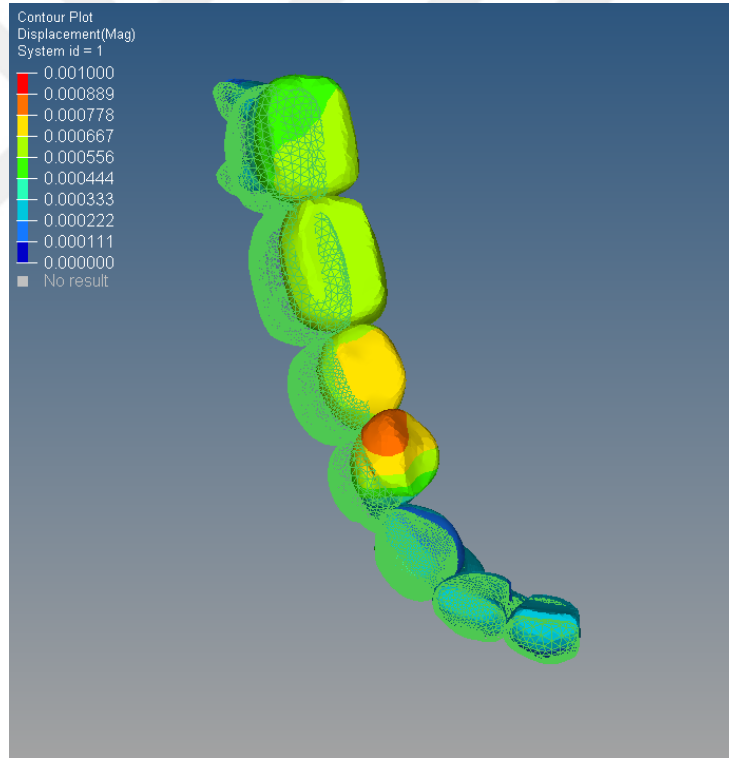
Şekil 29: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler



Şekil 30: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler

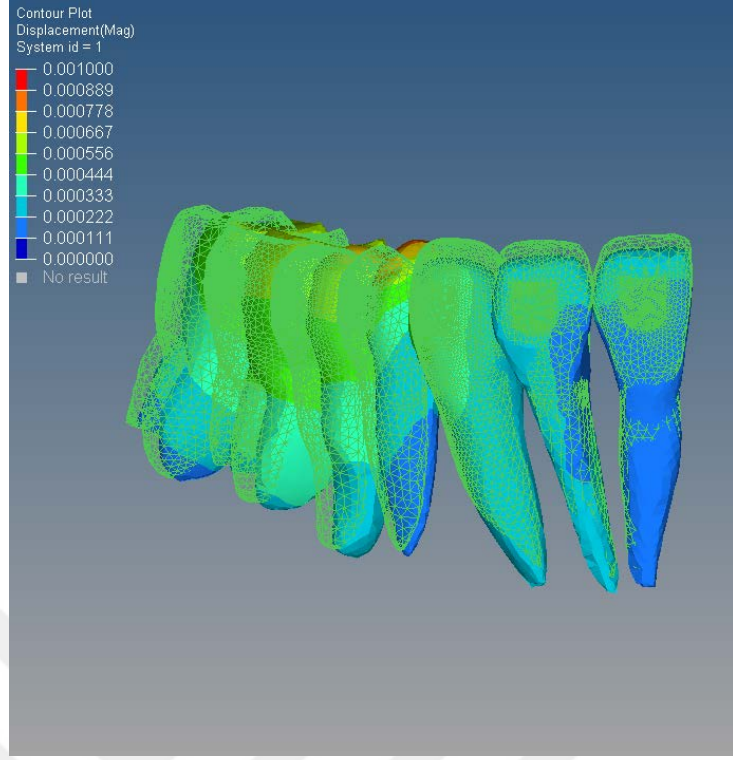


Şekil 31: Birinci modelde analiz sonucu bukkal minividada oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler

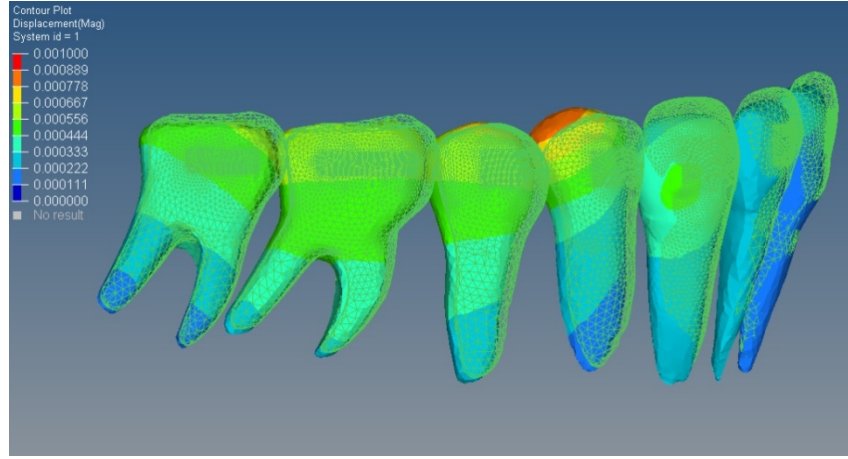


Şekil 32: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması

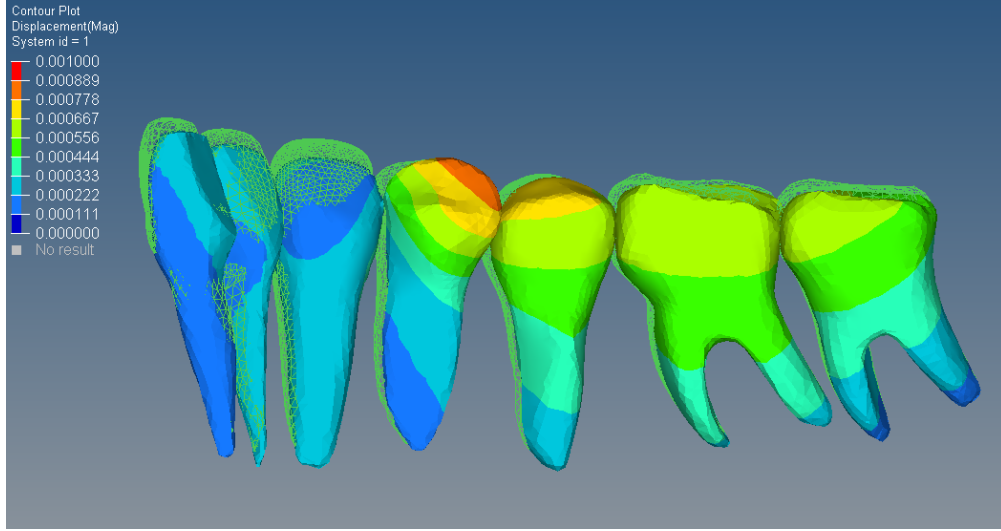
(Okluzalden görünüm)



Şekil 33: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması
(Labialden görünüm)



Şekil 34: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması
(Bukkalden görünüm)



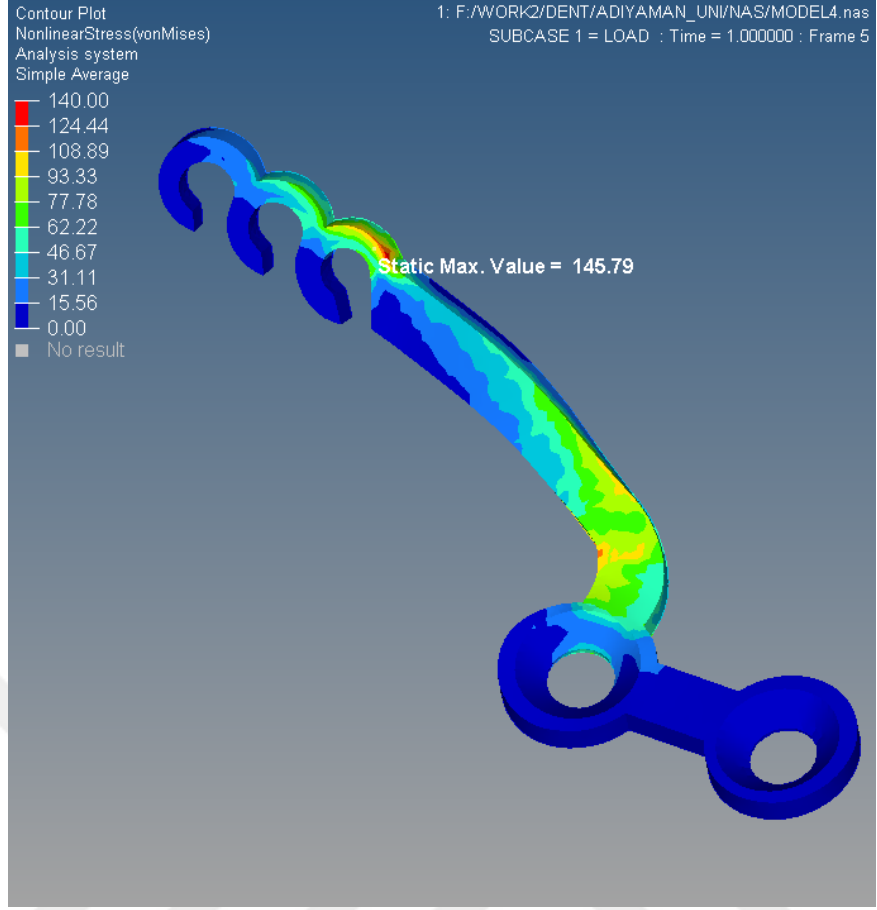
Şekil 35: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması
(Lingualden görünüm)

4.2. İkinci Modele Ait Bulgular

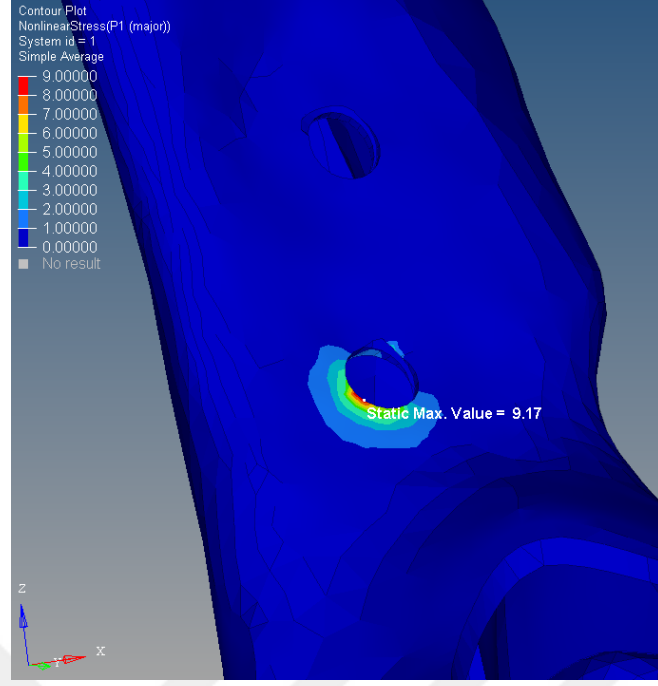
Mandibular birinci ve ikinci molarların kontakt noktası hizasına denk gelen miniplak başından 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli üzerinde mandibular kanin ve birinci premolar arasında konumlanan kancalara 300 gr kuvvet nikel-titanyum kapayıcı yaylarla uygulanmıştır (Şekil 12).

4.2.1. Miniplak ve Çevresindeki Gerilme Değerleri

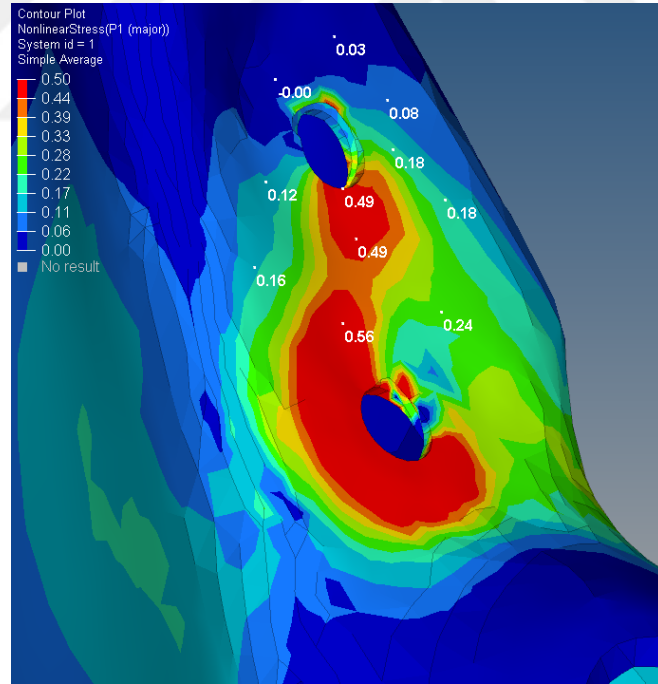
Miniplağa kuvvetin uygulanmasıyla beraber en fazla Von Mises gerilmesi kol kısımlarında görülmüştür (Şekil 36). Kuvvetin en fazla yoğunlaştığı alanların inferiorda kalan vidayı çevreleyen bölgeler olduğu görülmektedir (Şekil 37, 38).



Şekil 36: İkinci modelde analiz sonucu miniplakta oluşan Von Mises gerilme değerleri

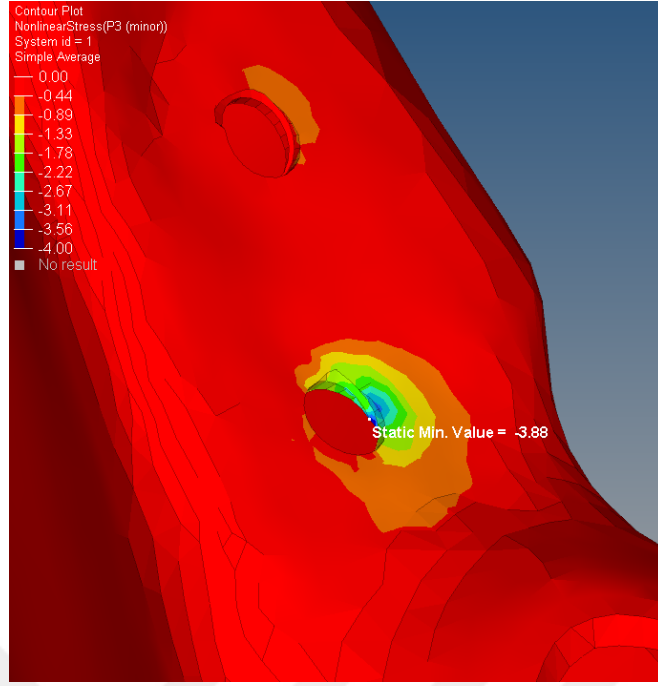


(a)

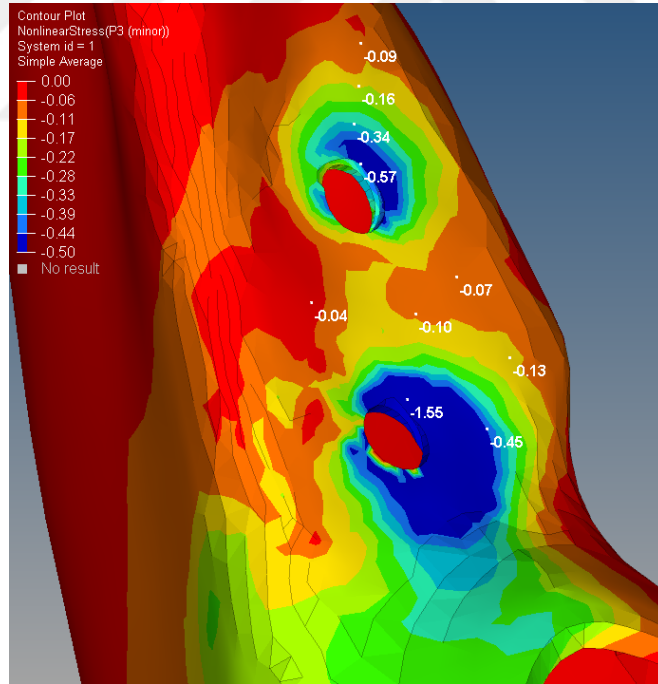


(b)

Şekil 37: İkinci modelde analiz sonucu miniplak çevresinde oluşan maksimum gerilme değerleri



(a)



(b)

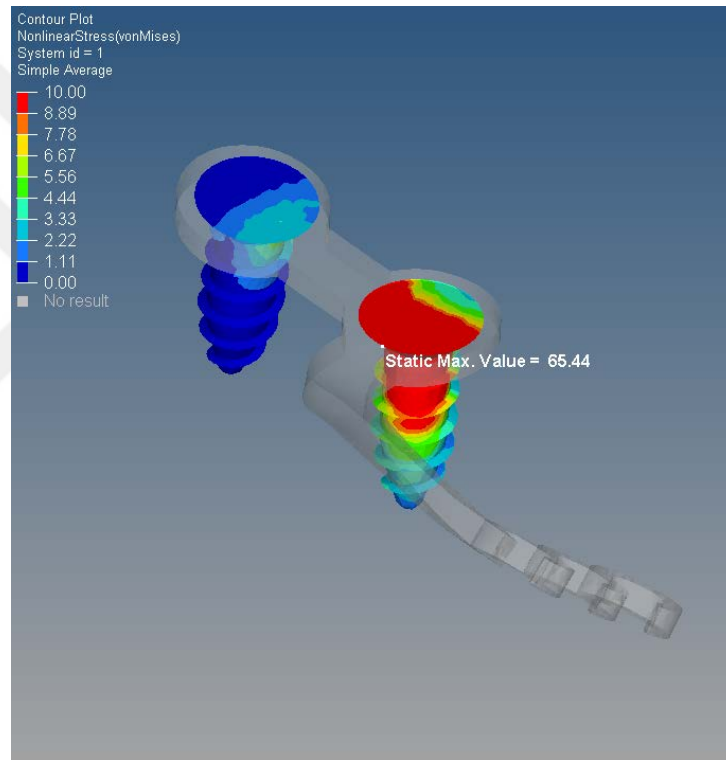
Şekil 38: İkinci modelde analiz sonucu miniplak çevresinde oluşan minimum gerilme değerleri

4.2.2. Fiksasyon Vidalarındaki Gerilme Değerleri

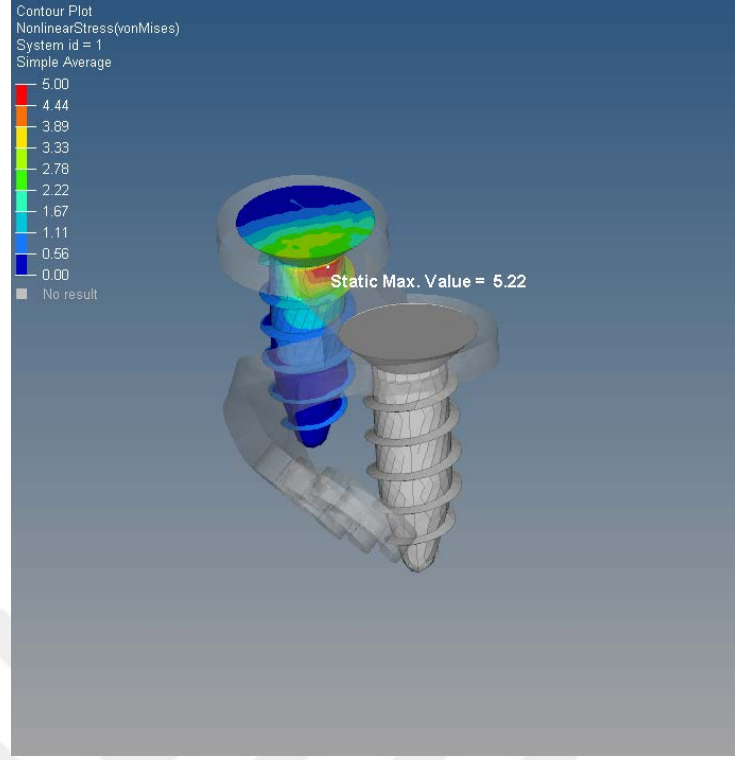
Fiksasyon vidalarında kuvvetin dağılımı heterojendir ve sırası ile inferiordan başlayarak superiordaki vidaya doğru Von Mises gerilmeleri incelendiğinde değerlerin giderek azaldığı gözlemlenmiştir.

İnferiordaki minividada en fazla Von Mises gerilmesi boyun kısmında, en az apikal alanda görülmüştür (Şekil 39-a).

Superiordaki minividada en fazla Von Mises gerilmesi boyun bölgesinde ölçülürken, en az apikal bölgelerde görülmüştür (Şekil 39-b).



(a)

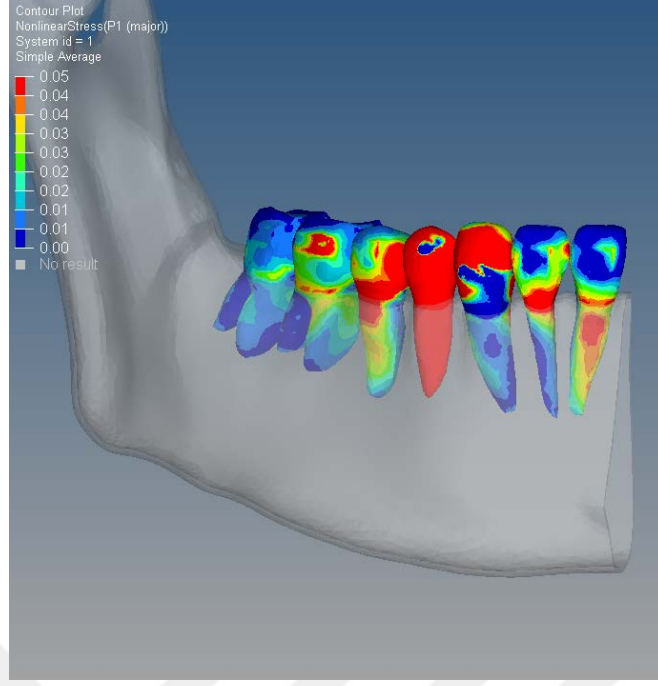


(b)

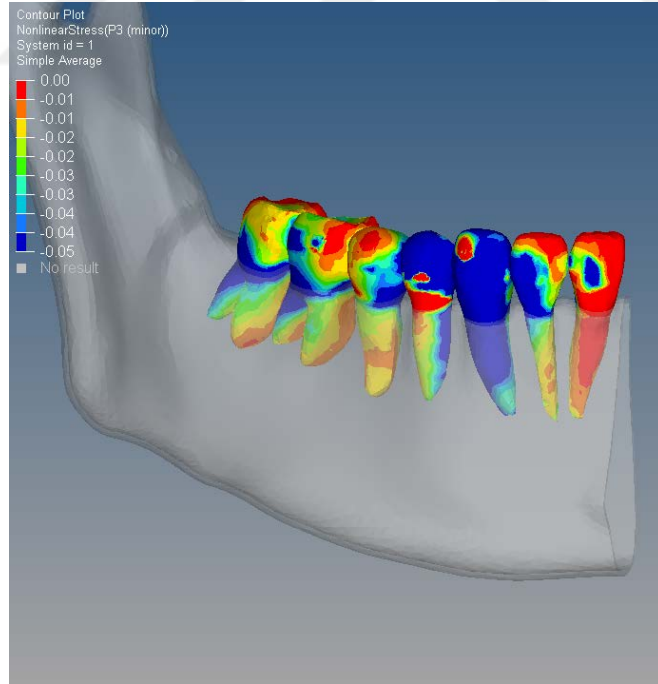
Şekil 39: İkinci modelde analiz sonucu fiksasyon vidalarında oluşan Von Mises gerilme değerleri

4.2.3. Dişlerdeki Gerilme Değerleri

İkinci modelde analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en fazla gerilme birinci premolarlarda olmak üzere kaninlerin labioinsizal kısımlarında ve ikinci premolarların bukkal kole bölgesi ile mezial yüzeyinde görülmektedir. Ayrıca laterallerin kole bölgesinde de yoğun gerilme alanları görülmektedir (Şekil 40, 41). Posterior dişlerde ise kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen gerilmelerin anterior bölgeye göre daha fazla olduğu görülmektedir. Posterior dişlerde meydana gelen gerilmeyi kendi içinde değerlendirebilmek amacıyla renklerin göstermiş olduğu değer aralığı azaltılmıştır. Bunun sonucunda en fazla gerilme birinci premolarlarda görülmektedir. Ayrıca birinci molar dişlerin kronunun bukkal yüzeyi ile mezial kökünün koleye yakın kısmında ve ikinci molarların da bukkal yüzeylerinin kole kısımlarında gerilmeler görülmektedir (Şekil 42).

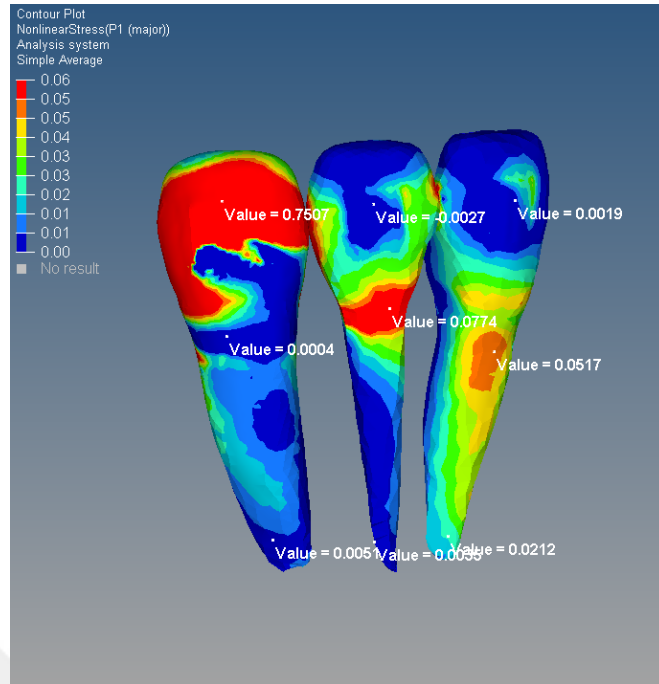


(a)

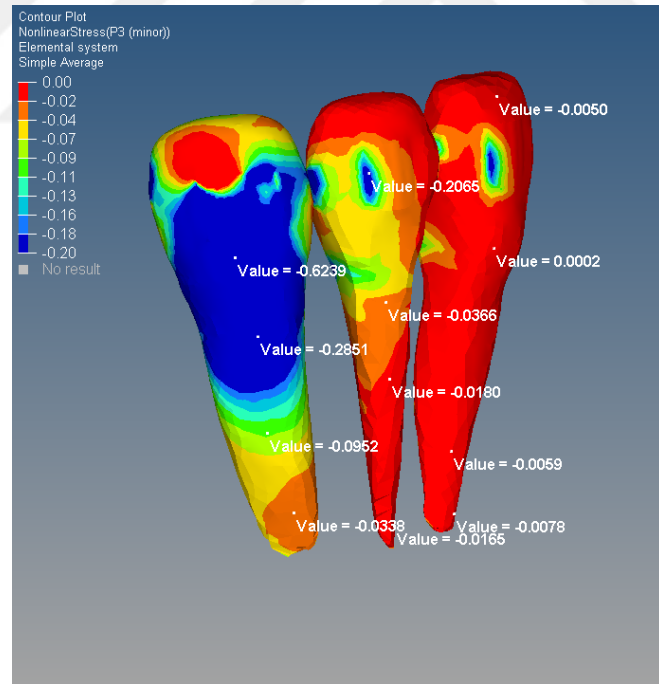


(b)

Şekil 40: İkinci modelde analiz sonucu dişlerde oluşan gerilmeler

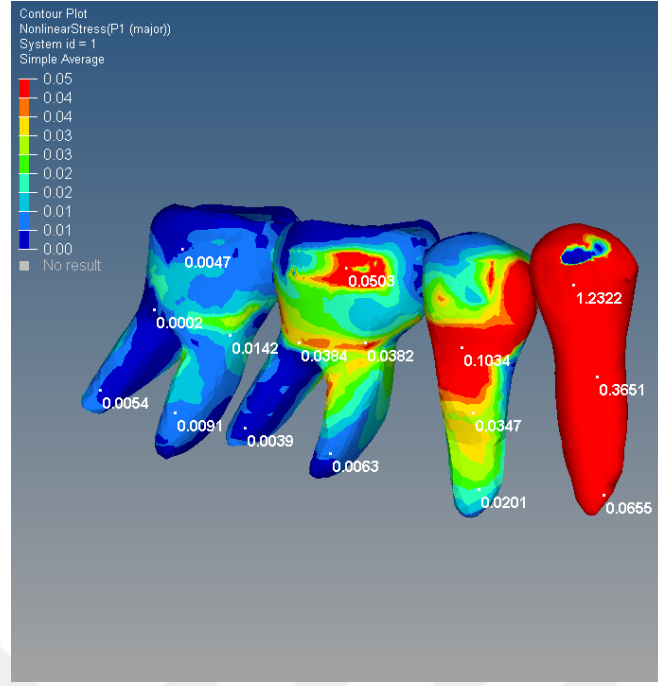


(a)

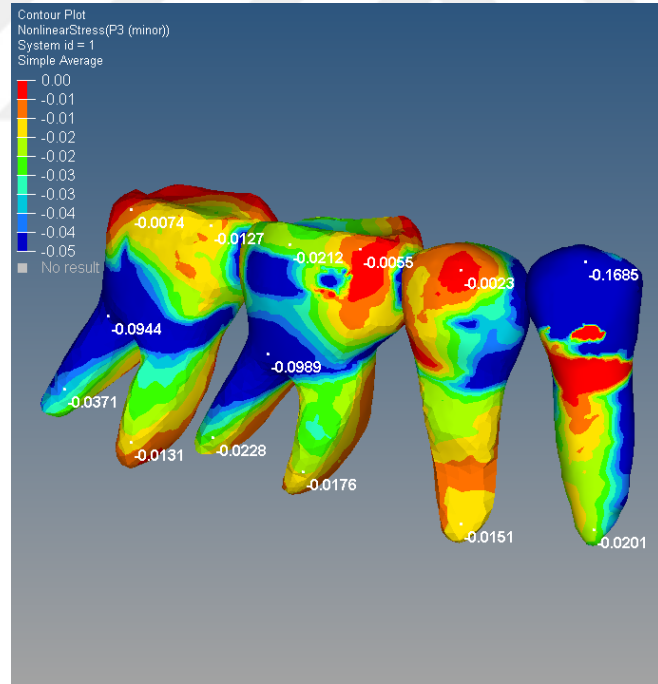


(b)

Şekil 41: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan gerilmeler



(a)

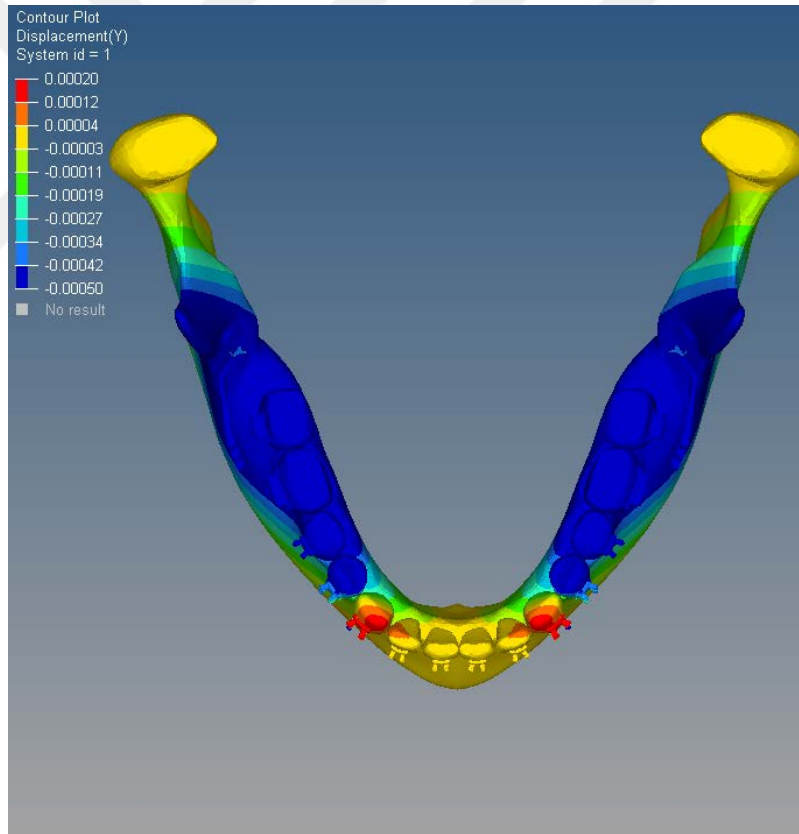


(b)

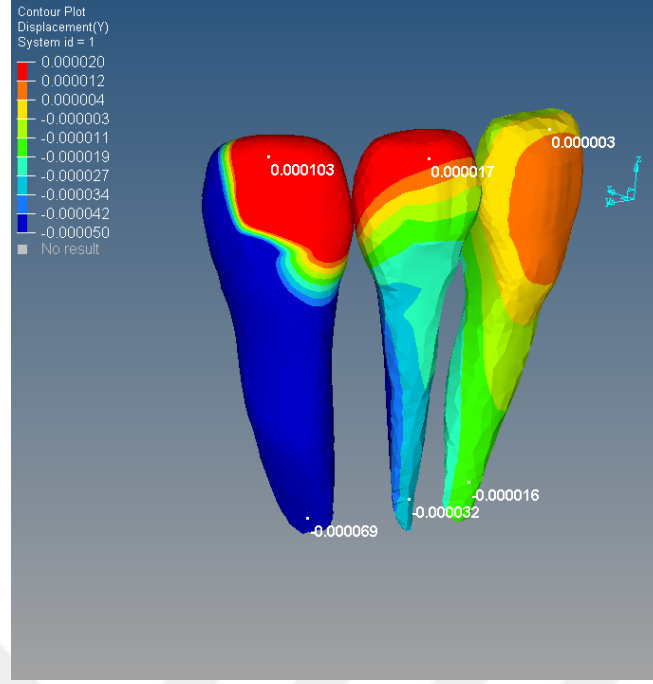
Şekil 42: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan gerilmeler

4.2.4. Transversal Yöndeki Yer Değiş tirmeler

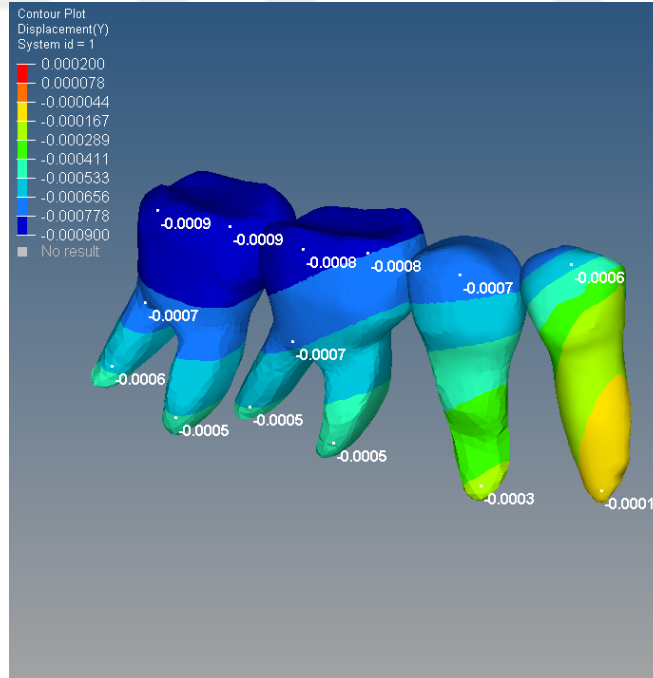
İkinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer de ğ iştir meler Ş ekil 43'de gösterilmiştir. Transversal yönde en fazla yer de ğ iştir menin kanin dişlerin meziainsizal yüzeylerinde ve meziolabial yönde oldu ğ u görülmektedir. Lateral dişlerin insizal kenarlarında da kanin dişlere göre çok daha az olmak üzere labial yönde yer de ğ iştir me görülmektedir (Ş ekil 44). Posterior dişlerin kronlarında birinci premolarlar baş ta olmak üzere sırasıyla ikinci premolarlar, birinci ve ikinci molarlarda lingual yönde yer de ğ iştir me görülmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerin kron ve kök uçlarında görülen yer de ğ iştir meler arasında belirgin fark görülmemiştir (Ş ekil 45). Ayrıca analiz sonucunda miniplakların baş kısımlarında belirgin bir şekilde linguale doğru yer de ğ iştir me görülmektedir (Ş ekil 46).



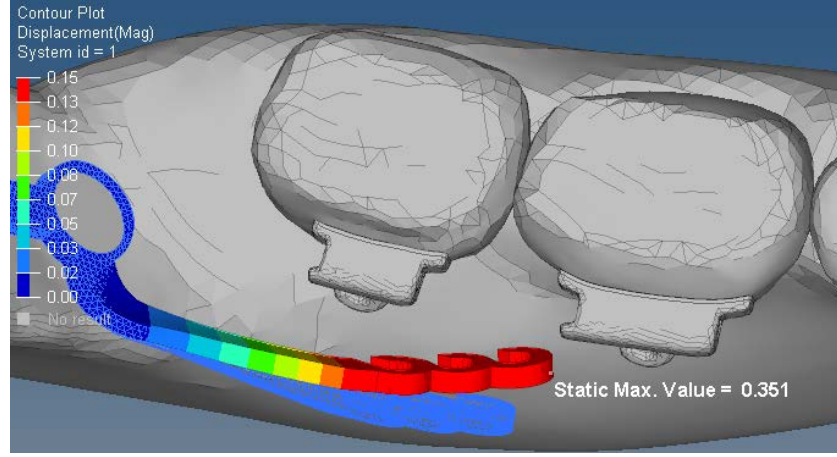
Ş ekil 43: İkinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan transversal yöndeki yer de ğ iştir meler



Şekil 44: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler



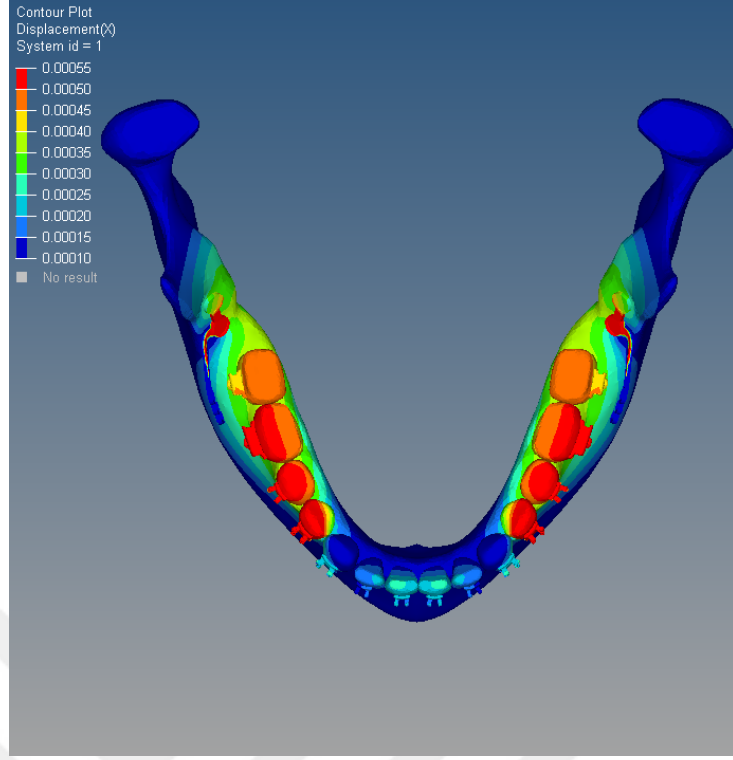
Şekil 45: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler



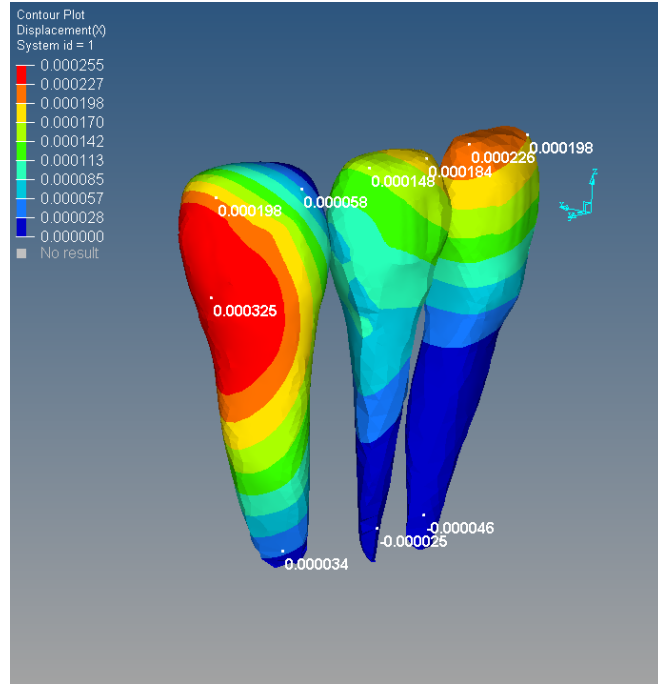
Şekil 46: İkinci modelde analiz sonucu miniplaklarda oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler

4.2.5. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler

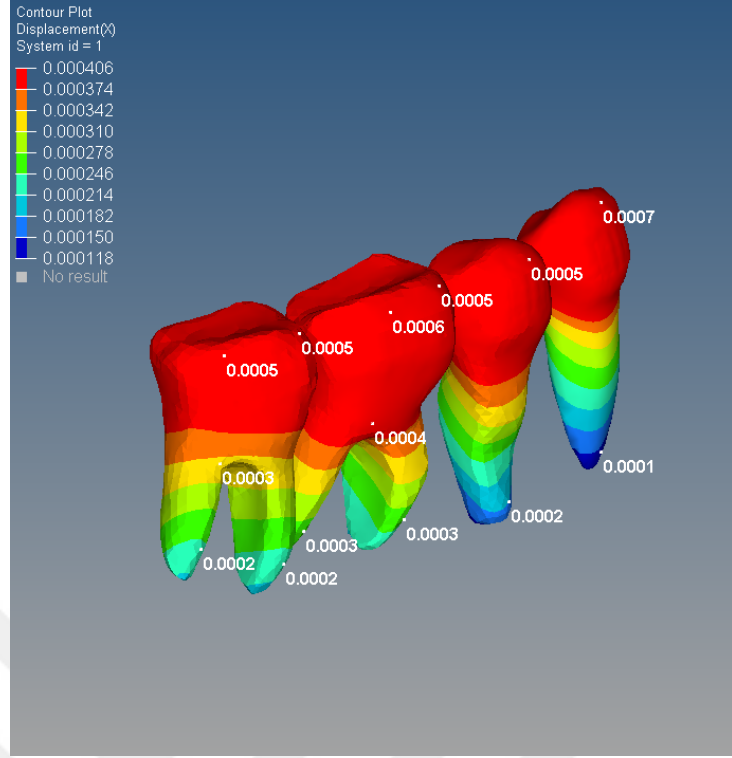
İkinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 47’de gösterilmiştir. Anterior dişlerde distal yöndeki en fazla yer değiştirme kaninlerin distal yüzeyi ile santral dişlerin kronlarında görülmektedir. Lateral dişlerin kronlarında da distal yönde hareket gözlenmektedir. Kanin, lateral ve santral dişlerdeki yer değiştirmenin kök uçlarına doğru azaldığı görülmektedir (Şekil 48). Sonuçlar incelendiğinde en fazla yer değiştirmenin birinci premolar dişlerin kronlarında distal yönde olduğu görülmektedir. İkinci premolar, birinci ve ikinci molar dişlerde de distal yönde hareket gözlenmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerin kron ve kök uçlarında görülen yer değiştirmeler arasında belirgin fark görülmemiştir (Şekil 49). Ayrıca analiz sonucunda miniplaklarda da meziale doğru yer değiştirme görülmektedir (Şekil 50).



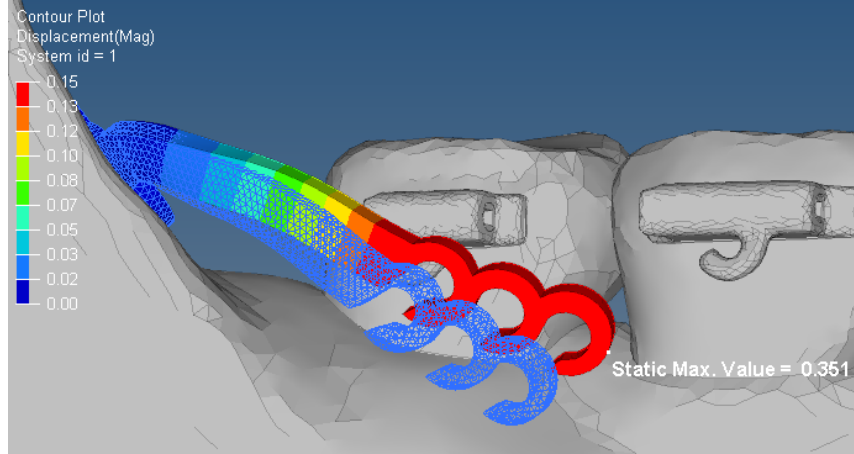
Şekil 47: İkinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler



Şekil 48: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler



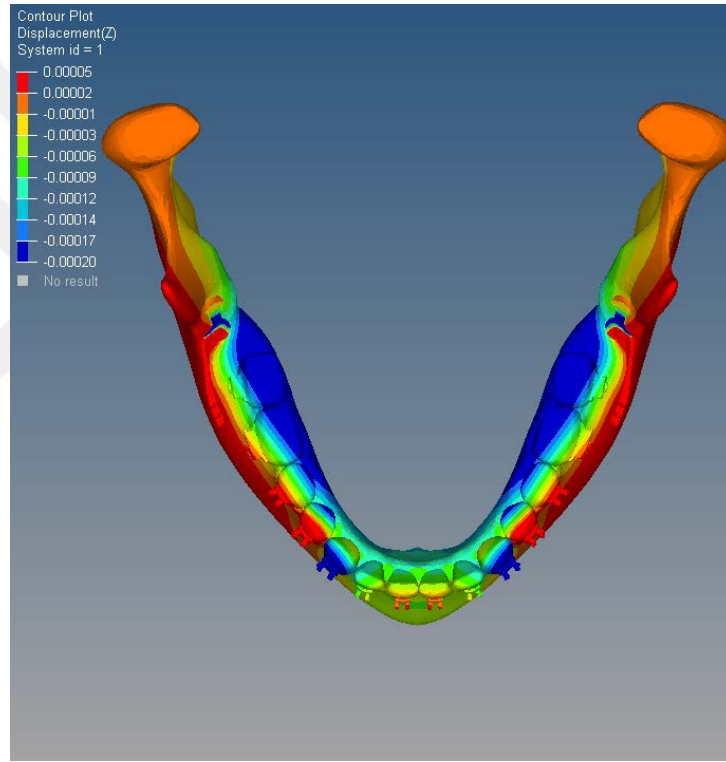
Şekil 49: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler



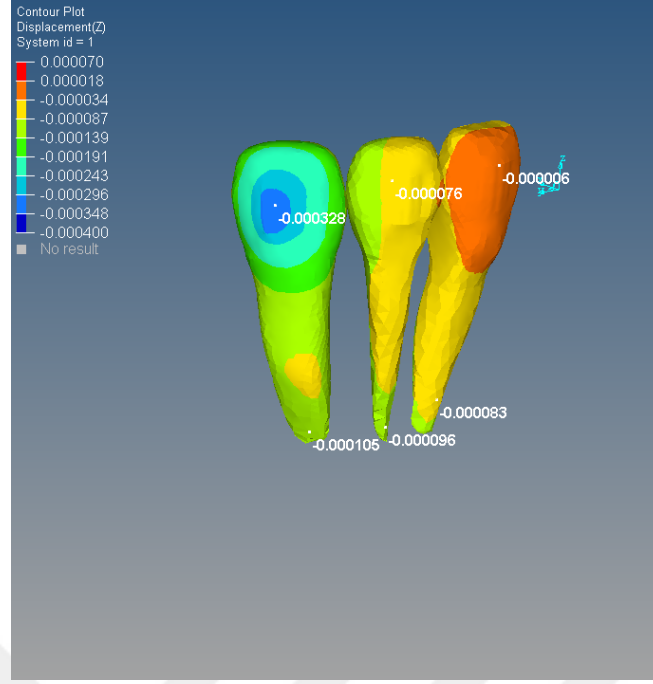
Şekil 50: İkinci modelde analiz sonucu miniplakta oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler

4.2.6. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler

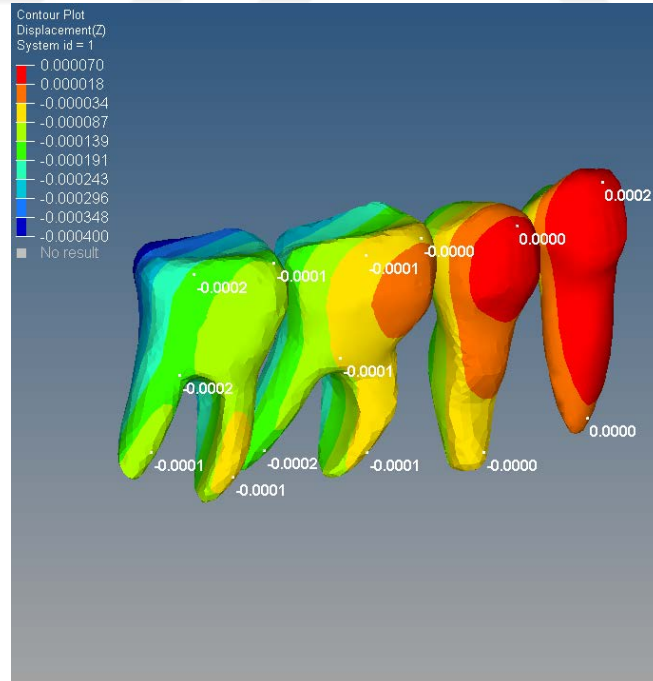
İkinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 51’de gösterilmiştir. Anterior dişler incelendiğinde kanin dişlerde en belirgin olmak üzere sırasıyla lateral ve santrallerde intrüzyon hareketi izlenmektedir (Şekil 52). Posterior dişler incelendiğinde birinci premolar dişler başta olmak üzere ikinci premolar dişlerin kronlarında ekstrüzyon hareketi görölmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerde intrüzyon hareketi görölmektedir (Şekil 53). Ayrıca analiz sonucunda miniplaklarda da vertikal yönde yer değiştirme görölmektedir (Şekil 54).



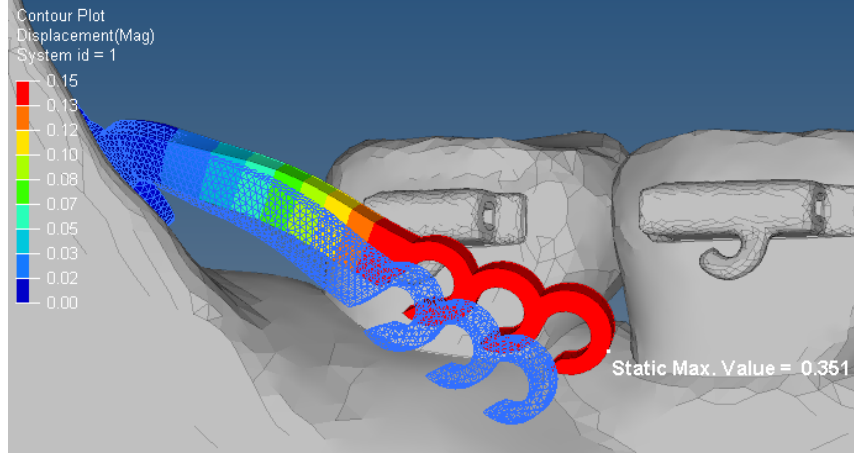
Şekil 51: İkinci modelde analiz sonucu kronlarda oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler



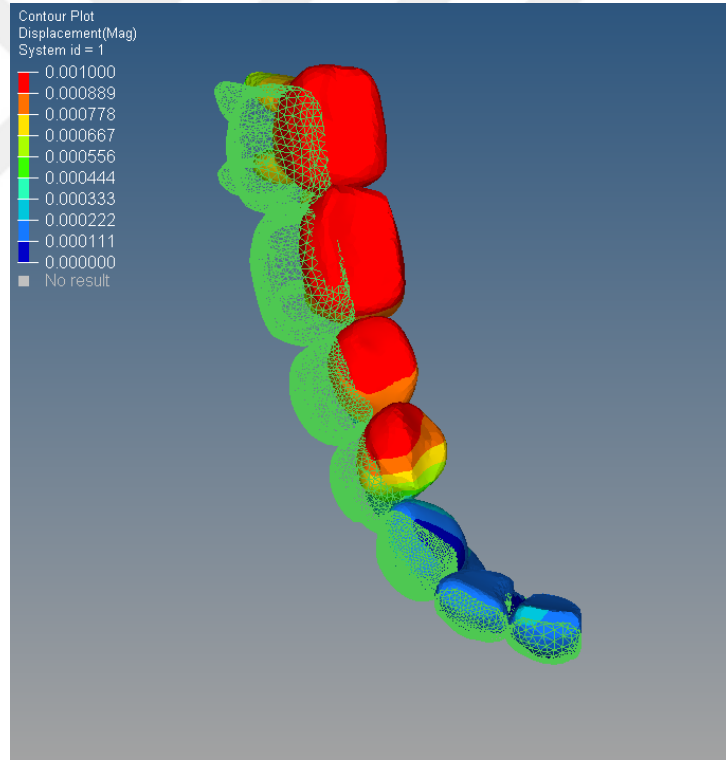
Şekil 52: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerde oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler



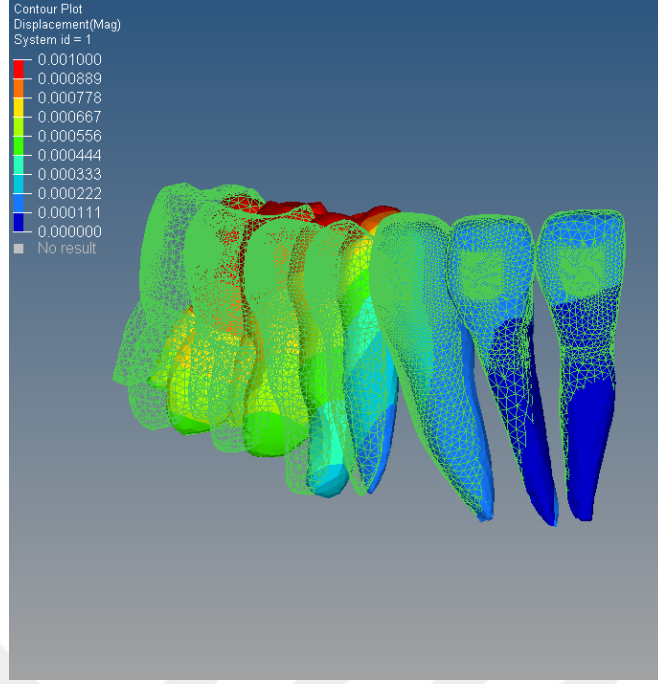
Şekil 53: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerde oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler



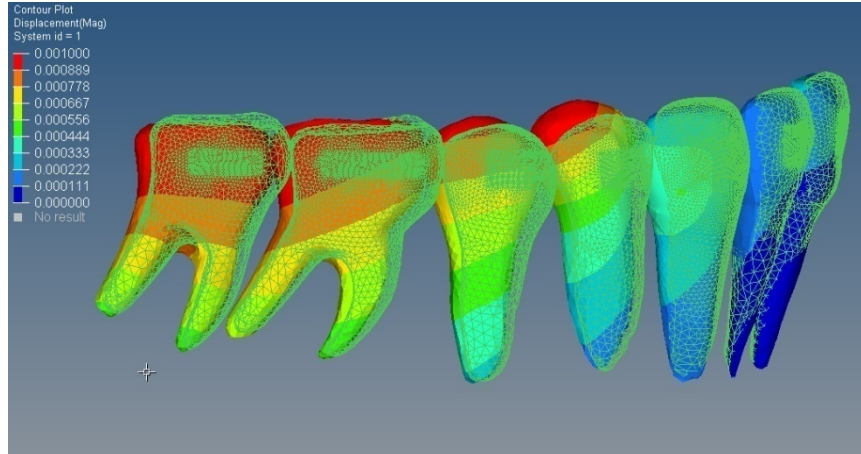
Şekil 54: İkinci modelde analiz sonucu miniplakta oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler



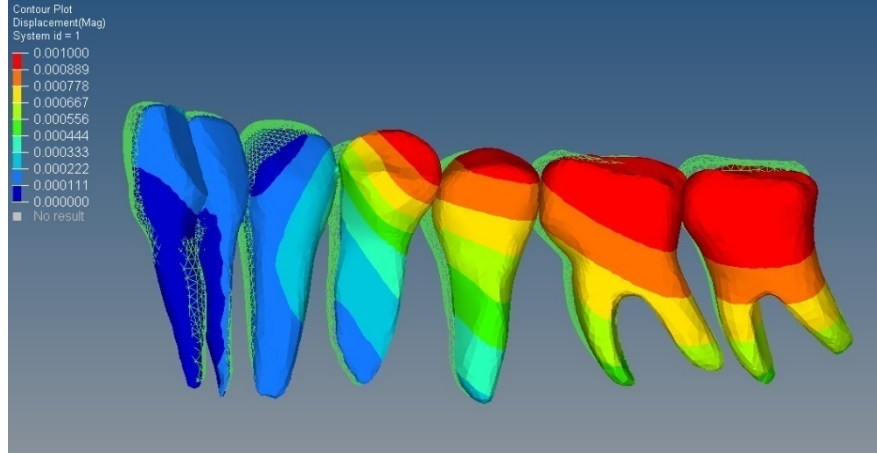
Şekil 55: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması
(Okluzalden görünüm)



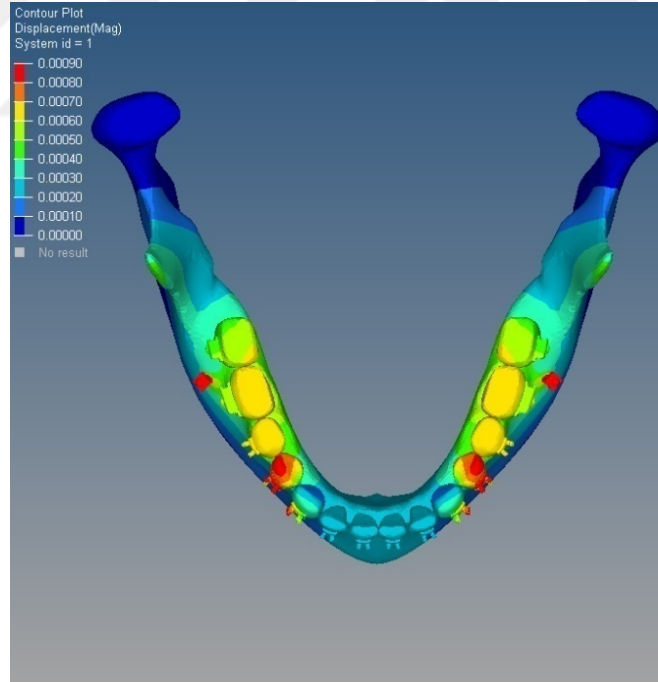
Şekil 56: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması
(Labialden görünüm)



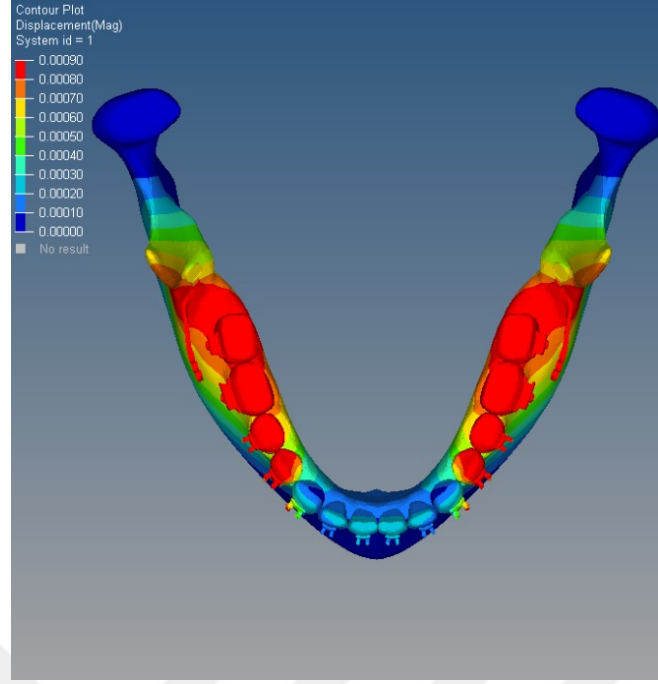
Şekil 57: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması
(Bukkalden görünüm)



Şekil 58: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması
(Lingualden görünüm)



(a)



(b)

Şekil 59: Birinci ve ikinci modelde analiz sonucu oluşan yer değiştirme miktarlarının karşılaştırılması

Renk skalasına göre aynı değer aralığının aynı renkler ile gösterildiği birinci ve ikinci modelde meydana gelen değişimler Şekil 59’da gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre; birinci modelde tüm anterior dişlerde daha az yer değiştirme görülürken, ikinci modelde ise daha fazla miktarda hareket görülmektedir. Birinci modelde posterior dişler incelendiğinde, birinci premolar dişlerden ikinci molar dişlere doğru gittikçe azalan yer değiştirme hareketi görülmektedir. İkinci modelde kuvvet uygulanması sonucu tüm posterior dişlerde daha fazla yer değiştirme hareketi görülmektedir.

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Değerlendirilmesi

Ortodontinin gelişim tarihçesinde kimi zaman çekimsiz, kimi zamanda çekimli tedavi yaklaşımları kabul görerek ön plana çıkmıştır. Son zamanlarda ise çekimsiz tedavi yaklaşımlarına karşı artan ilgi arklarda yer kazanmaya yönelik aygıtların geliştirilmesini ve yaygınlaşmasını beraberinde getirmiştir (2-4).

Molar distalizasyonu ve yer kazanmak maksillaya oranla mandibulada oldukça zordur. Ancak çekimsiz tedavilerde arkta yer kazanmak için ilk akla gelen yöntemler genellikle ağız dışı mekaniklerdir. Ağız dışı mekaniklerin kullanımında karşılaşılan en büyük problem hasta işbirliğine duyulan ihtiyaçtır. Bu amaçla araştırmacılar arkta yer kazanmak için hasta işbirliğine bağlı olmayan çeşitli aparey ve mekanikleri geliştirmişlerdir.

Alt çenede molar distalizasyonunda minividalar, miniplaklar, Lip Bumper, Modifiye Lingual Apareyler, Modifiye Distal Jet, Franzulum gibi ağız içi mekaniklerden yararlanılmaktadır.

Çalışmamızın amacı miniplak ve bukkal minividalarla yapılan mandibular molar distalizasyon yöntemlerinin çene kemiğinde oluşturdukları kuvvet ve stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi yöntemi ile ayrı ayrı incelemek ve elde edilen verileri kıyaslayarak, tedavi sırasında oluşturdukları farklılıkları öngörmektir.

Ortodontik tedavinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de ankraj kontrolünün iyi yapılmasıdır. Bu nedenle alt ve üst çenede yer kazanmak amacıyla çeşitli ankraj metodları kullanılmaktadır. Miniplaklar iskeletsel destekli olmaları ve hasta kooperasyonu gerektirmemesi nedeniyle ortodontistlere büyük bir avantaj sunmaktadır. Çeşitli şekillerde olmaları ve farklı anatomik bölgelerde uygulanabilmeleri ile diğer iskeletsel ankraj apareylerine üstünlük sağlamaktadır. Ancak bu tekniğin dezavantajı; plakların ilgili bölgeye cerrahi operasyonla yerleştirilmesi ve tedavi sonunda yine cerrahi olarak çıkartılmasıdır (114).

Minividalar geleneksel ortodontik ankraj metodlarına karşı alternatif bir uygulama yöntemidir. Özellikle ankraj amaçlı kullanılacak dental aygıtların yetersiz veya etrafındaki kemiğin zayıf yapıda olması, ağız dışı apareylerin kullanımının hasta açısından zor olması, minividaları bir ihtiyaç haline getirmektedir.

Miniplak sistemlerinin iki cerrahi işlem gerektirmesi ve maliyetli olmaları gibi dezavantajları düşünülürken, çalışmamızın olası sonuçlarıyla beraber hastaya daha az maliyet ve daha kolay uygulama prosedürü olan bukkal minivida ile yeni tedavi seçenekleri sunulmuştur. Ayrıca literatüre bakıldığında bukkal minivida distalizasyonu ile ilgili çalışma sayısı çok sınırlıdır ve bu yeni yöntemin etkileri tam olarak bilinmemektedir. Bukkal minivida ile ilgili bilinenler birkaç araştırmacının klinik tecrübeleriyle yayınlanmış birkaç çalışmadan ibarettir.

Mandibular molar distalizasyonu endikasyonu konulan hastalarda hangi distalizasyon prosedürünün daha etkili olduğunun belirlenmesine ve literatürde çeşitli görüşlerin yer aldığı kesin bir netliği bulunmayan bu konuya netlik kazandırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

5.2. Materyal ve Metodun Değerlendirilmesi

Araştırmamızda 2 farklı ankraj ünitesi kullanılarak yapılan mandibular molar distalizasyonunda başlangıç kuvvet uygulamasını takiben çenede oluşturdukları kuvvet ve stres dağılımları, ankraj üniteleri ve dişlerde oluşan yer değiştirme miktarları, gerilmeler sonlu elemanlar analizi kullanılarak incelenmiştir.

Mandibular molar distalizasyonu çekimsiz ortodontik tedavilerde önemli safhalardan biri olup, kullanılan apacey, teknik ve kuvvet gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Bu nedenle, sabit apaceyler ile uygulanan kuvvet sisteminin biyomekanik açıdan dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir.

Diş hareketinin optimum kuvvetler ile yapılması, hastalarda ağrı ve çevre dokularda hasar oluşturmadan, maksimum hücresel cevabın oluşturulması için önem arz etmektedir (50). Literatürde molar distalizasyonu için gerekli olan optimum kuvvet miktarı ile ilgili farklı görüşler bulunmaktadır.

Hakami ve ark. (16), erişkinlerde Sınıf III maloklüzyonun kamuflaj tedavisi için miniplak destekli mandibular distalizasyonla ilgili çalışmada 250 gr kuvvet uygulanmasının etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Chen ve ark. (6), Sınıf III maloklüzyonun minivida destekli mandibular molar distalizasyonu ile ilgili çalışmada mandibular arkı kütleli olarak distalize etmek için 250 gr kuvvet uygulamasının optimum kuvvet olacağını belirtmişlerdir.

Nakamura ve ark. (174), fotoelastik stres analizi çalışmasında iskeletsel ankraj sistemi ile 250 gr kuvvet uygulayarak optimum düzeyde mandibular molar distalizasyonu gerçekleştirdiklerini bildirmişlerdir.

Kim ve ark. (144), sonlu elemanlar analizi ile geçici ankraj apareylerinin lokasyon ve tiplerine göre total ark distalizasyonu sırasında mandibular dentisyonun yer değiştirmesini inceledikleri çalışmasında optimum kuvvetin 300 gr olduğunu belirtmişlerdir.

Chang ve ark. (140), hareketli mukoza veya yapışık dişetine yerleştirilmiş mandibular bukkal minividaların primer başarısızlık oranlarını inceledikleri çalışmasında mandibular bukkal segmentleri distalize etmek için 227–397 gr kuvvet uygulamışlardır.

Ghosh (175), infrazigomatik kret ve mandibular bukkal bölgelerde kullanılan ortodontik kemik minividalarıyla ilgili yaptığı çalışmasında mandibular bukkal segmentin bukkal minividalarla distalizasyonunda 300 gr kuvvetin optimum düzeyde olduğunu vurgulamıştır.

Jing ve ark. (176), anterior çapraz kapanış ve orta dereceli protrüziv bir mandibula ile birlikte iskeletsel Sınıf III maloklüzyona sahip 20 yaşında bir hastanın kamufraj tedavisinde ramusun eksternal oblik bölgesine bilateral olarak minivida yerleştirmişlerdir. Bu minividalardan kanin ve birinci premolar dişler arasındaki kancaya uzanan sarmal yaylarla 300 gr kuvvet uygulamışlar ve 12 ayda mandibular dentisyonun en-masse distalizasyonunu gerçekleştirmişlerdir.

Araştırmamızda literatür ile uyumlu olarak her iki modelde de distalizasyon için 300 gr kuvvet uygulanmıştır.

Molar distalizasyonu sırasında dişin devrilme ve rotasyon miktarını etkileyen bir diğer faktör telin elastikiyetidir. Katılığı düşük olan tellerde, birim kuvvette tel daha fazla esneyeceği için dişte devrilme miktarı da fazla olmaktadır. Bu yüzden distalizasyon sırasında, paslanmaz çelik ya da kobalt-krom alaşımı gibi katı tellerin kullanılmasının daha iyi sonuç vereceği bildirilmiştir (177).

Tel çapı ile braket slot çapı arasındaki boşluğun dişin devrilme miktarı üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Molar distalizasyonu gibi kontrollü kaydırma mekaniklerinde devrilmenin en az olabilmesi için 0.019x0.025 inç kesitli paslanmaz çelik tellerin kullanılması gerektiği belirtilmiştir.

Literatür incelendiğinde braket slot büyüklüğünün sürtünme direncini etkilemediği görülmektedir (178, 179). Fakat yapılan bazı çalışmalarda telin katılığının artması sonucu kilitlenme olayının azalması sebebiyle slot büyüklüğünün 0.018 inçten 0.022 inçe artırılması ile birlikte sürtünme direncinin azaldığı vurgulanmıştır (180, 181). Öte yandan braket slotunun ark teli ile maksimum miktarda doldurulması sonucunda aşırı kilitlenme ve fazla miktarda sürtünme meydana gelmesine rağmen daha kontrollü diş hareketi elde edilmektedir (182).

Pratten ve ark. (183), Ni-Ti tellere göre paslanmaz çelik tellerin daha az sürtünme oluşturduklarını ve paslanmaz çelik braketlerin de seramik braketlere göre daha düşük sürtünme katsayısına sahip olduklarını bildirmişlerdir. Yapılan bir diğer araştırmada da metal braketlerin seramik braketlere göre daha pürüzsüz yüzeye sahip oldukları belirtilmiştir (184).

Çalışmamızda, mandibular molar distalizasyonu için her iki modelde de 0.022x0.028 inç slotlu paslanmaz çelik braketler kullanılmış ve 0.019x0.025 inç kesitli paslanmaz çelik teller tercih edilmiştir. Bu özellikteki bir telin, ince veya Ni-Ti tellere göre daha sürtünmesiz bir şekilde daha paralele yakın hareket sağlayacağı düşünülmüştür.

Ortodontik tedavi esnasında Newton'un etki-tepki prensibine göre hareketi istenilen dişlere uygulanan kuvvetler sonucu tersi yönde tepki kuvvetleri oluşmaktadır ve bu tepki kuvvetleri destek alınan dişlerde istenmeyen yan etkilere yol açmaktadır. Destek dişlerde oluşan bu istenmeyen yan etkilere karşı oluşan direnç "ankraj" olarak tanımlanmaktadır (53, 185).

Literatürde sabit ortodontik tedaviler esnasında ankraj kontrolünün tedavi hedeflerinin eksiksiz olarak gerçekleştirilmesinde önemli bir faktör olduğu yer almaktadır (186, 187).

Ortodontik tedavi sırasında ankraj sağlamak amacıyla çeşitli ekstraoral ve intraoral apareyler kullanılmaktadır. Ekstraoral apareylerin kullanımının hasta kooperasyonuna bağlı olması, molarlarda devrilme veya ekstrüzyon gibi istenmeyen diş hareketleri meydana getirmesi gibi bir takım dezavantajları bulunmaktadır (53, 188). Bu nedenle hasta kooperasyonundan bağımsız olarak mandibular molar distalizasyonunda

Lip Bumper, Modifiye Lingual Apareyler, Modifiye Distal Jet, Franzulum gibi bazı ağız içi ankraj arttırma yöntemleri öne sürülmüştür.

Son yıllarda intraoral ve ekstraoral ankraj arttırma yöntemlerine alternatif olarak iskeletsel yapıya yerleştirilen onplant, endosseöz implantlar, minivida gibi geçici ankraj aygıtları kullanılmaya başlanmıştır (64, 185). Endosseöz implantlar ve onplantlar başarılı bir şekilde kullanılmalarına rağmen; klinik uygulamaları, boyutları ve komplike tasarımlarından dolayı dişsiz ya da retromolar bölge ile sınırlı kalmaktadırlar. Buna ilave olarak osseointegrasyon için gerekli olan bekleme süresi (2-6 ay), detaylı klinik ve laboratuvar çalışma gerektirmesi, tedavi bittikten sonra çıkarılma güçlüğü ve maliyetlerinin de yüksek olması diğer dezavantajları arasında bulunmaktadır (97, 189).

Minividalar; biyouyumluluğu, küçük boyutları ve yerleştirme kolaylığı nedeniyle ortodontik diş hareketinin gerçekleştirilmesinde gittikçe önem kazanmıştır (190). Ortodontik minividalar direkt veya indirekt ankraj sağlamak amacıyla 2 şekilde kullanılmaktadır.

İndirekt ankrajda hareketi istenmeyen bölgenin ankrajı arttırılırken; direkt ankrajda ise hareket ettirilecek bölgeye kuvvet, doğrudan iskeletsel yapıya yerleştirilen aygıttan uygulanmaktadır (14).

Özellikle ankraj amaçlı kullanılacak dental aygıtların yetersiz veya etrafındaki kemiğin zayıf yapıda olması, ekstraoral apareylerin kullanımının hasta açısından zor ve pratik olmaması, minividaları bir ihtiyaç haline getirmektedir. Araştırmamızda birinci modelde bukkal minividalar direkt ankraj ünitesi olarak kullanılmıştır.

Miniplaklar geleneksel ortodontik ankraj metodlarına karşın alternatif bir uygulama şeklidir. Literatüre bakıldığında miniplaklar iskeletsel destekli olmaları ve hasta kooperasyonu gerektirmemesi nedeniyle ortodontistlere bir avantaj sunmaktadır. Araştırmamızda ikinci modelde mandibular posterior bölgede iskeletsel ankraj amacıyla L şeklinde miniplaklar kullanılmıştır.

Günümüzde diş hareketi oluşturabilmek amacıyla kuvvet uygulayan çeşitli araçlar kullanılmaktadır. Bunlardan ortodonti pratiğinde en çok tercih edilenler; Ni-Ti sarmal yaylar ve elastik materyallerdir (56, 191, 192).

Literatür incelendiğinde, elastik zincir özelliklerinin hem nemden hem de ısıdan etkilendiği ve zaman içinde kuvvet kaybı meydana geldiği bildirilmiştir (193). Elastik

zincirler ile kesikli ve şiddetli kuvvetler uygulanırken; Ni-Ti sarmal yaylar ile biyolojik olarak uyumlu ve devamlı kuvvetler uygulanmaktadır (194).

Barlow ve Kula (195), yapmış oldukları derlemede; Ni-Ti sarmal yayların, devamlı ark teli üzerinde boşlukların kapatılmasında aktif ligatürlere göre daha stabil kuvvet oluşturduğunu ve daha hızlı boşluk kapattığını bildirmişlerdir.

Han ve Quick (196), Ni-Ti sarmal yayların mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında; Ni-Ti sarmal yayları, paslanmaz çelik yaylar ve elastik zincirler ile karşılaştırmışlardır. Bu amaçla boyları iki katına kadar aktive edilmiş materyallerin başlangıç, ikinci, dördüncü ve altıncı haftalar sonunda kuvvet uygulama özelliklerini test etmişlerdir. Sonuç olarak elastik zincirlerin, kuvvet uygulama kapasitelerinin çok büyük bir kısmını kaybettiğini; paslanmaz çelik sarmal yayların gerilmeye daha dayanıklı olduğunu; Ni-Ti sarmal yayların ise kuvvet uygulama özelliklerini koruduklarını bildirmişlerdir.

Araştırmamızda her iki modelde de mandibular molar distalizasyonu sırasında kuvvet elemanı olarak Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar simüle edilmiştir. Bu yaylar klinik olarak devamlı, sabit kuvvet uyguladıkları için araştırmamızda tercih edilmiştir (197).

Canlı dokularda kuvvet analizlerinin yapılması oldukça zordur. Bu nedenle yapılması istenilen analizler bilgisayar ortamında oluşturulan modeller üzerinde gerçekleştirilir ve modeller gerçeğe ne kadar yakın olursa oluşacak gerilmelerin canlı dokulardaki benzerliği de o oranda fazla olmaktadır (198).

Kuvvet analizlerinin yapılabilmesi için gerinim ölçer analiz yöntemi, fotoelastik analiz yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi, kırılğan vernikle kaplama yöntemi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi gibi yöntemler birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (22, 199-201).

Diş hareketlerinin incelenmesinde gerinim ölçer analiz yönteminin güvenilir olduğu bildirilmiştir. Ancak dokuların içinde oluşan gerinimlerin belirlenebilmesi için gerinim ölçerlerin doku içine yerleştirilmesi gerekliliği bu yöntemin başlıca dezavantajıdır (22, 202). Ayrıca oluşturulan yapıların fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini tam olarak yansıtamaması bu yöntemin diğer dezavantajıdır (202).

Holografik interferometre analiz yöntemi ile yüzey deformasyonları hassas bir şekilde kaydedilirken, bu yöntemle canlı dokularda meydana gelen gerilme bölgelerinin belirlenmesi mümkün değildir. Ayrıca bu yöntem ile ağız ortamında oluşan termal etkilerin meydana getirdiği sonuçların incelenmesi de mümkün değildir (203).

Kırılğan vernikle kaplama yönteminde analiz yapabilmek için pahalı ve hassas aygıtların kullanılacağı deney düzeneğinin kurulması gerekmektedir. Ayrıca hazırlanmış olan modelin tekrar kullanılamaması ve canlı dokular üzerinde oluşan gerilmelerin incelenememesi bu yöntemin dezavantajları arasındadır (203, 204).

Fotoelastik analiz yönteminde, incelenen yapının fotoelastik malzemeden modeli yapılmaktadır. Fakat oluşturulan modelin karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntılı yapılamaması, gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememesine yol açmaktadır (22, 205).

Miyakawa ve ark. (171), ortodontik aparey, dişler ve çevre destek dokulardan oluşan sistemi sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve bu analiz yönteminin ortodontik diş hareketini sistematik ve nicel bir şekilde değerlendirdiği için fotoelastik yöntemle göre daha üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip yapıların gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerini hassas ve nicel olarak inceleyen matematiksel bir yöntemdir (206). Araştırmamızda; diğer kuvvet analiz yöntemlerinin karmaşık yapıları ayrıntılı bir şekilde modelleyememesi, fiziksel özellikleri tam olarak yansıtamaması, in-vitro ortamda doku içine yerleştirilen aygıt kullanımı ve deney düzeneği gerektirmeleri gibi dezavantajlarından dolayı sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda asal gerilmeler, Von mises gerilmeleri ve yer değiştirme değerleri ortaya çıkmaktadır. Gerilme değerleri incelenecek materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınarak incelenmelidir. Diş ve kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilmeler; implant gibi çekilebilir materyaller için ise Von Mises gerilme değerleri göz önüne alınmalıdır. Von Mises değerleri kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen gerilmenin dağılımını ve yoğunluğunu göstermektedir. Gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirtmek için ise asal gerilmeler incelenmelidir. Modelde oluşan en yüksek çekme gerilimini maksimum asal gerilmeler, en yüksek basma gerilimini ise minimum asal gerilmeler belirtmektedir. Maksimum asal gerilmeler pozitif değere sahipken minimum asal gerilmeler ise negatif değere sahiptir. Mutlak değeri diğerine göre daha büyük olan gerilme, hangi tip gerilmenin daha etkili olduğunu göstermektedir (157).

Araştırmamızda bukkal minivida ve miniplakların çevresinde oluşan gerilmelerin dağılımını göstermek için Von Mises gerilmeleri, dişlerde oluşan gerilmeler için ise asal gerilmeler kullanılmıştır. Ayrıca genel bir fikir vermesi

açısından bukkal minivida ve miniplakların çevresindeki asal gerilmeler ve dişlerin çevresindeki Von Mises gerilmeleri de incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilecek sonuçlar oluşturulan sanal modelin gerçeğe ne kadar yakın olduğuna bağlıdır. Analizin yapılabilmesi için gerekli olan modelleme aşamasında en çok üç boyutlu inceleme sağlayan CT ve MR'dan faydalanılmaktadır (207). Araştırmamızda alt çenenin üç boyutlu olarak modellenmesi için erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüleri kullanılmıştır.

Analizin dişlerdeki konumsal farklılıklardan etkilenmemesi ve standardizasyon oluşturmak amacıyla dişlerin eksen eğimleri MBT tarafından belirtilen angulasyon, rotasyon ve tork değerlerine uygun olarak konumlandırılmış ve ideal diş dizisi oluşturulmuştur.

Kuvvet dağılımını etkileyecek en önemli etken kullanılan malzemenin ve dokuların yapısıdır. Malzemenin ve dokuların, elastikiyet modülü ve Poisson oranı olmak üzere iki önemli ayırt edici özelliği bulunmaktadır. Araştırmamızda literatür ile benzer elastikiyet modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (208, 209).

Araştırmamızda kullanılan modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Gerçekte herhangi bir yapının ve materyalin tamamen homojen ve izotropik olması mümkün değildir (210). Materyaller belirli bir sınıra kadar elastik, daha sonra ise plastik deformasyon göstermektedir. Bu nedenle çalışmamızda yaptığımız genellemelerden elde edilen sonuçlar, gerçeklerden biraz farklılık gösterecektir. Ancak çalışmamızda kullanılan modellerdeki kuvvet miktarları ile malzemelerin mekanik özellikleri sabit tutulduğu ve modeller birbirlerine göre değerlendirildiği için araştırmamızın bilimsel açıdan uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Araştırmamızda ayrıca matematiksel model elde edebilmek için solid-tetrahedral eleman özelliği kullanılmıştır. Gautam ve ark. (211), tetrahedral eleman özelliğinin insan vücudunda bulunan diş ve çevre dokular için ideal olduğunu bildirmişlerdir.

İşeri ve ark. (212), kafatası ve mandibulanın farklı elemanlar ile oluşturulmuş modelleri üzerinde aynı çalışmayı yapan Tanne ve ark. (213) ile sonuçlarını karşılaştırmışlar ve farklılıklar olmasına rağmen mekanik cevabın benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Jones ve ark. (214), kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme ve gerinimlerin çok büyük oranda periodontal ligament alanında gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Araştırmamızda, kuvvetin uygulandığı ilk andaki etkileri incelendiğinden ve bu etkilerin hemen hemen tamamının periodontal ligament alanı içerisinde

gerçekleşmesinden dolayı dişlerin çevre dokusu olarak sadece periodontal ligamente yer verilmiştir. Bukkal minivida ve miniplak etrafında oluşan gerilmeleri değerlendirebilmek amacıyla kortikal ve spongioz kemikler modellenmiştir.

Periodontal ligamentin mekanik özellikleri ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda bu yapının anizotropik ve lineer olmayan viskoelastik özellikte olduğu bildirilmiştir (21, 215-217). Ayrıca periodontal ligament kalınlığının kök boyunca farklılık gösterdiği de belirtilmiştir (215). Öte yandan bazı çalışmalarda periodontal ligamentin özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Bu faktörler daha önce periodontal ligamentteki stres dağılımlarının hesaplanması için yapılan çalışmalarda incelenmesine rağmen bunların diş hareketlerini nasıl etkilediği tam olarak aydınlatılamamıştır (159, 218, 219).

McGuinness ve ark. (220), periodontal ligamentin kuvvet uygulamasından hemen sonra meydana gelecek diş hareketlerinin değerlendirilmesi için izotropik ve elastik olarak kabul edilebileceğini, kemik remodelingini içeren ikincil diş hareketlerinde ise izotropik ve elastik kabul edilemeyeceğini bildirmişlerdir. Araştırmamızda, ilk anda meydana gelen diş hareketleri değerlendirildiği için her iki modeldeki periodontal ligament yapılarının izotropik, lineer elastik özelliklere sahip olduğu ve kalınlığının tüm dişlerde aynı olduğu kabul edilmiştir.

5.3. Modellerin Yapısının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda iki farklı iskeletsel ankraj sistemi ile yapılan mandibular molar distalizasyonu sırasında ilk kuvvet uygulamasını takiben meydana gelen gerilme ve yer değiştirmelerin incelenebilmesi amacıyla iki model oluşturulmuştur.

5.3.1. Birinci Modelin Yapısının Değerlendirilmesi

Birinci modelde iskeletsel ankraj ünitesi olarak 2 mm çapında, 12 mm uzunluğunda paslanmaz çelikten yapılmış bukkal minivida, mandibular birinci ve ikinci molarların kontakt noktası hizasına denk gelen bukkal bölgeye 30° açıyla yerleştirilmiştir. Araştırmamızda bukkal minivida direk ankraj elde etmek amacıyla kullanılmıştır. 0.022x0.028 inç slotlu braketlerde 0.019x0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli üzerinde bukkal minividadan mandibular kanin ve birinci premolar arasında konumlanan kancalara nikel-titanyum kapayıcı yaylarla 300 gr kuvvet uygulanmıştır.

Araştırmamızda birinci modelde ağız içinde birçok yere uygulanabilmeleri, başarı oranlarının yüksek olması, hastaya verdikleri rahatsızlığın az olması, klinik uygulama kolaylığı ve düşük maliyet gibi özelliklerinden ötürü minivida kullanımı tercih edilmiştir. Minividaların çeşitli diş hareketlerinde ankraj amaçlı kullanılması birçok araştırmacı tarafından gösterilmiştir (14).

Minividalar model üzerinde konumlandırılırken kemik içinde buldukları yerler literatür ile uyumlu olarak seçilmiştir. Minividaların diş kökleriyle temas etmemesine, yeterli mesafenin bulunmasına dikkat edilmiştir.

Minivida yerleştirilebilecek alanlar; sert damak, tuber maksilla, zygomatik arkın inferior yüzeyi, interradiküler bölgeler, anterior nazal spina altında kalan alan, mandibular retromolar bölge, simfisis, mandibular birinci ve ikinci molarların hizasına denk gelen bukkal bölgedir (110, 138, 221-225).

Literatüre bakıldığında mandibulada minivida uygulanabilecek en güvenilir alanlardan biri de komşu anatomik yapılardan uzakta olması, yeterli kalınlık ve yüksek kalitede kortikal kemik olanağı tanıyan, birinci ve ikinci molarlar hizasına denk gelen bukkal bölgedir. Yazarlar, mandibular bukkal alveolar kemiğin, birinci molar bölgeden eksternal oblik sırt bölgesine kadar uzandığını ve en kalın kortikal kemikle örtülü olduğunu belirtmişlerdir (116). Bukkal minividalar bu bölgede ekstraradiküler olarak kalabilmekte ve distalizasyona müdahale etmemektedir.

Chang ve ark. (138), CT görüntüleri üzerinde kortikal kemik kalınlığını değerlendirdikleri çalışmada, mandibular birinci ve ikinci molar dişlerin bukkalindeki bölgenin minividaların yerleştirilmesi için güvenli olduğunu bildirmişlerdir. Bukkal minividalar için en ideal iskeletsel bölgenin alveol kret tepesinden apikal yönde 5-7 mm mesafede olduğunu belirtmişlerdir.

Elshebiny ve ark. (139), beyaz hastalarda konik ışınli bilgisayarlı tomografi çalışmasında minivida yerleştirilmesi için mandibular bukkal bölgeyi anatomik olarak değerlendirmişlerdir. Taramalar birinci moların distobukkal tüberkülüne ve ikinci moların meziobukkal ve distobukkal tüberküllerine komşu bölgelerde yapılmıştır. Kemik derinliği mine-sement birleşiminden 4 ve 8 mm apikalde ölçülmüştür. Sonuç olarak beyaz hastalarda, mandibular ikinci moların distobukkal tüberkülüne komşu

bölgenin kortikal kemik kalınlığı, kemik genişliği ve yerleştirme derinliği bakımından minivida yerleştirilmesi için en uygun alan olduğu bulunmuştur.

Park (188), minividaların kökler ile temasını engellemek ve kortikal kemik ile temasını arttırmak için alt çenede 20° - 60° , üst çenede ise 30° - 40° açıyla yerleştirilmesini önermiştir. Diğer yandan, mandibulada minividalar mümkün olduğu kadar köklere paralel yerleştirilmeye çalışılmalıdır (226).

Chang ve ark. (138), CBCT görüntüleriyle mandibular bukkal bölgenin 3D kortikal kemik anatomisini değerlendirdikleri çalışmada dik açıyla karşılaştırıldığında, 30° açılı yerleştirmede kortikal kemik kalınlığında istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlenmiştir.

Zhang ve ark. (219), mikro-implantları 3D olarak modellemişler ve farklı açılar ile yerleştirerek stabilitelerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda yerleştirme açısındaki artışın meziodistal yönde uygulanan kuvvetlere karşı stabilizeyi artırdığını bildirmişlerdir.

Araştırmamızda literatürle uyumlu olarak bukkal minivida mandibular birinci ve ikinci molarların kontakt noktası hizasına denk gelen bukkal bölgeye 30° açıyla yerleştirilmiştir (138).

Minividaların başarısını ve stabilitesini etkileyen faktörler arasında çapı, uzunluğu, yivleri arasındaki uzaklık, konikliği, uç kısmının yapısı yer almaktadır. Vidanın çapı arttıkça stabilitesi artmaktadır. Klinik olarak daha iyi mekanik retansiyon elde etmek amacı ile daha uzun ve kalın minividaların, kısa ve ince çaplı olanlara tercih edilmesi uygundur.

Daha yüksek kuvvet uygulamalarına ihtiyaç duyulan vakalarda daha büyük çaplarda minividaların kullanılması retansiyonu artırmaktadır. Tüm mandibular dentisyonun distale hareketinin istenildiği vakalar bu duruma örnek olarak verilebilmektedir (227, 228).

Literatürde minivida uzunluklarının 4-21 mm, çaplarının ise 1.0-2.3 mm arasında değiştiği bildirilmiştir (14, 111).

Takaki ve ark. (229), çapları 1.0-1.1 mm arasında değişen minividaların başarı oranının, 1.5-2.3 mm çaplı minividalara göre daha düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Chen ve ark. (6), Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde mandibular dentisyonun minivida destekli distalizasyonu ile ilgili çalışmada mandibular bukkal bölgede 1.6×8 mm minivida kullanımını önermişlerdir.

Shih ve ark. (230), şiddetli iskeletsel Sınıf III açık kapanışın konservatif tedavisiyle ilgili yaptıkları çalışmada mandibular bukkal bölgede 2×14 mm paslanmaz çelik minivida kullanmışlardır.

Ghosh (175), infrazigomatik kret ve bukkal minividalarla ilgili yaptığı çalışmada mandibulada yaygın olarak 2 mm çapında, 10 ve 12 mm uzunluğunda ortodontik kemik minividalarının kullanılabilirliğini bildirmiştir.

Chang ve ark. (140), hareketli mukoza veya yapışık dişetine yerleştirilmiş 1680 ekstra-alveoler mandibular bukkal minividaların birincil başarısızlık oranlarıyla ilgili çalışmada 2×12 mm bukkal minivida kullandıklarını belirtmişlerdir.

Araştırmamızda literatürdeki bu bilgiler ışığında 2 mm çapında, 12 mm uzunluğunda paslanmaz çelikten yapılmış bukkal minivida (OrthoBoneScrew®, Newton's A, Hsinchu, Taiwan) kullanılmıştır.

Braket üzerine uygulanan distalizasyon kuvveti, sürtünmeli sistemde yapılan molar distalizasyonu sırasında meydana gelen sürtünmenin asıl kaynağıdır. Bu distalizasyon kuvvetinin etki çizgisi dişin direnç merkezinin uzağından geçtiği için bir moment meydana gelmekte ve bu moment etkisiyle dişlerde distal yönde bir devrilme oluşmaktadır. Kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezine yaklaştırılması, ark teline bağlı değişik uzunlukta kancalar üzerinden uygulanması ile mümkündür (177).

Hem in-vitro (231, 232) hem de in-vivo (233) çalışmalar, kuvvet kollarının ya da kancaların yerleştirilmesi ile direnç merkezine daha yakın kuvvet uygulanacağını ve bu sayede dişlerde paralel hareket oluşacağını bildirmektedir.

Araştırmamızda kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezine yaklaştırılması amacıyla ark teli üzerinde kanin ve premolar dişlerin arasına manuel olarak modellenmiş vertikal kancalar eklenmiştir. Bu vertikal kancalar sayesinde uygulanan kuvvet momentinin ve dişin devrilmesi sonucu oluşan sürtünmenin azaltılması amaçlanmıştır (177).

5.3.2. İkinci Modelin Yapısının Değerlendirilmesi

Ortodontik tedavinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de ankraj kontrolünün iyi yapılmasıdır. Bu nedenle alt ve üst çenede yer kazanmak amacıyla çeşitli ankraj metodları kullanılmaktadır. Bunlardan miniplaklar iskeletsel destekli

olmaları ve hasta kooperasyonu gerektirmemesi nedeniyle ortodontistlere bir avantaj sunmaktadır.

Araştırmamızda ikinci modelde L şeklindeki miniplaklar mandibular ramusun anterior kenarı ile temporal kret arasına, retromolar fossaya yerleştirilmiştir. Titanyum miniplakların sabitlendiği monokortikal titanyum minivida ların çapı 2.0 mm, uzunluğu ise 6.0 mm'dir. Mandibular birinci ve ikinci molarların kontakt noktası hizasına denk gelen miniplak başından 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli üzerinde mandibular kanin ve birinci premolar arasında konumlanan kancalara 300 gr kuvvet nikel-titanyum kapayıcı yaylarla uygulanmıştır.

Ortodontide ilk defa 1985 yılında cerrahi osteosentez plaklarının modifikasyonu şeklinde miniplaklar kullanılmaya başlansa da, 1999 yılında saf titanyumdan yapılan ilk iskeletsel ankraj sistemi tanıtılmıştır (64, 113).

Ortodontik miniplaklar 5-7 mm uzunluğunda, 2 mm çapında, 2 veya 3 monokortikal minivida yla kemiğe sabitlenen, grade 2 titanyumdan (Astm F-65, ISO 5832-2) yapılmaktadır. Gövde, kol ve baş olmak üzere 3 kısımdan oluşmaktadır (132). Çalışmamızda iki monokortikal minivida yla sabitlenen miniplak (Jeil Med. Co., Korea) tercih edilmiştir.

Ortodontide iskeletsel ankraj dışında ortopedik ve ortodontik olarak dişlerin distalizasyonu, mezializasyonu, intrüzyonu amacıyla kuvvet uygulamak için de faydalanılan miniplaklar T, Y, L, I gibi çeşitli şekillerde olabilmektedir. Maksillada genellikle T ve Y şeklinde, mandibulada ise uygulama kolaylığından dolayı L şeklinde miniplaklar tercih edilmektedir. Bu nedenle bizde çalışmamızda mandibulada L şeklinde miniplakları kullandık.

Maksillada miniplak kullanımı için uygun anatomik bölgeler zigomatik butressin alt kısmı ile maksillanın lateral nazal duvarlarıdır. Mandibulada ise mandibular kanal dışında kalan dış kortikal kemik miniplak kullanımı için uygundur.

Miniplaklar kritik ankraj sağlayacak kadar dişlere yakın, herhangi bir zarar vermeyecek kadar diş köklerine uzak yerleştirilebilen iskeletsel ankraj üniteleridir. Çeşitli şekillerde olmaları ve farklı anatomik bölgelerde uygulanabilmeleri ile diğer iskeletsel ankraj apareylerine üstünlük sağlamakta; ancak uygulama esnasında daha komplike bir cerrahi işlem içermektedir (132). Bu tekniğin dezavantajı, plakların ilgili bölgeye cerrahi operasyonla yerleştirilmesi ve tedavi sonunda yine cerrahi olarak çıkartılmasıdır (114).

Diş hekimliğinde miniplaklar üzerine yapılan çalışmalara bakıldığında; açık kapanışın tedavisi, mandibulada ve maksillada distalizasyon elde etmek, dişlerin intrüzyonu, ekstrüzyonu, Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanıldığı görülmektedir (64, 77, 117-130).

Literatürde bu konuda yapılmış bazı çalışmalar bulunmaktadır. Bunlardan Hakami ve ark. (16), erişkinlerde Sınıf III maloklüzyonun kamuflaj tedavisi için T şeklindeki plakları her iki tarafta üçüncü molarların laterale, eksternal oblik sırt bölgesine yerleştirmişlerdir. Miniplakların baş kısımları, birinci ve ikinci molarlar arasına denk gelen bölgeye ayarlanmıştır. Mandibular arkın distalize edilmesi için 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik ark teli üzerinde kanin ve birinci premolar arasındaki kancadan elastomerik zincir ile tek taraflı 250 gr kuvvet uygulanmıştır. Tedavi sonunda mandibular birinci molarlar paralel hareketle 4 mm distalize edilmiştir.

Huang ve ark. (135), ortodontik ankraj için kullanılan miniplakların kemik stresi üzerine etkilerini sonlu elemanlar analizi ile araştırmışlardır. En yüksek Von Mises korteks stres değerleri I şekilli plaklarda, bunu takiben L, Y, T şekilli plaklarda görülmüştür. Vida sayısı arttıkça kemikteki stresler azalmıştır; ancak vida uzunluğu ile ilişkisi bulunmamıştır. Korteks kalınlığı azaldıkça kemik stresi artmıştır.

Kim ve ark. (144), geçici ankraj apareylerinin lokasyon ve tiplerine göre total ark distalizasyonu sırasında mandibular dentisyonun yer değiştirmesini 3D Sonlu elemanlar analiziyle incelemişlerdir. Bu çalışmada ramal plak, Sugawara plağı, bukkal minivida ve interradiküler minivida olmak üzere dört tane sonlu elemanlar modeli hazırlanmıştır. Mandibular ark teline tek taraflı 300 gr distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Sonuç olarak, ramal ve Sugawara plaklarında özellikle posterior dişlerde minividalara göre daha fazla distale yer değiştirme gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda da tek taraflı 300 gr kuvvet uygulanarak posterior dişlerde bukkal minividalardan daha fazla distale doğru yer değiştirme görülmüştür.

Kook ve ark. (7), iskeletsel Sınıf III maloklüzyonun düzeltilmesi için ramal plaklarla mandibular dentisyonun distalizasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Yaptıkları bu çalışmada retromolar fossanın anatomik olarak uygun bir iskeletsel ankraj bölgesi olduğunu belirtmişlerdir. Sonuç olarak çekimsiz ve cerrahi olmayan tedavilerde ramal plakların total ark distalizasyonu için endike olabileceğini bildirmişlerdir.

Sugawara ve ark. (147), miniplaklarla yaptıkları çalışmasında mandibular molar distalizasyonundaki değişiklikleri değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada molarların tek tek distalizasyonu ve tüm bukkal segmentlerin en-masse distalizasyonu şeklinde iki temel yöntem kullanılmıştır. Toplam 29 mandibular molar iskeletsel ankraj sistemi ile başarılı bir şekilde distalize edilmiştir.

Yu ve ark. (234), ramal plaklarla yaptıkları distalizasyon çalışmasında mandibular molar kronlarında sınırlı ekstrüzyon ve meziobukkal rotasyonla birlikte önemli miktarda distalizasyon görülmüştür.

Kook ve ark. (7), iskeletsel Sınıf III maloklüzyonun ramus plağı ile distalizasyonu çalışmasında, retromolar fossanın anatomik olarak uygun bir iskeletsel ankraj bölgesi olduğunu belirtmişlerdir. L şeklinde miniplak (LeForte Sistemi; Jeil Med., Seul, Kore) mandibular ramusun anterior kenarı ile temporal kret arasında yer alan retromolar fossaya yerleştirilmiştir. Miniplaklar 2 mm çapında, 5 mm uzunluğunda iki minivida ile sabitlenmiştir. Miniplağın ağız boşluğuna uzanan baş kısmı, yatay olarak ikinci moların bukkal yüzeyinin 3 mm lateraline, anteroposterior olarak ikinci molar ve distal yüzeyi arasındaki bukkal sulkusa yerleştirilmiştir. Miniplağın anterior baş kısmından lateral ve kaninler arasındaki rijit bir ark teli üzerinde bulunan kancalara bağlanan elastik zincir veya nikel-titanyum kapayıcı yaylar vasıtasıyla kuvvet uygulanmıştır. Bu çalışmada mandibular birinci molarlarda az miktarda devrilme ile birlikte kaydadeğer bir distalizasyon gözlenmiştir.

Araştırmamızda her iki modelde de kuvvet kolu kancalar vasıtasıyla mandibulanın direnç merkezine yakın olacak şekilde ayarlanmış ve benzer kuvvet sistemi kullanılarak ortaya çıkabilecek intrüzyon ve ekstrüzyon kuvvetleri elimine edilmeye çalışılmıştır.

5.4. Bulguların Değerlendirilmesi

5.4.1. Birinci Modelin Bulgularının Değerlendirilmesi

5.4.1.1. Bukkal Minividada Oluşan Değişikliklerin Değerlendirilmesi

Birinci modelde mandibular molar distalizasyonu sırasında direk ankraj elde etmek amacıyla kullandığımız bukkal minividada meydana gelen Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde en fazla gerilmenin minividanın boyun kısmında meydana geldiği gözlemlenmiştir. Gerilme alanları incelendiğinde ise en fazla sıkışmanın

kuvvetin uygulanma yönü olan minividanın mezialinde, en fazla gerilmenin ise minividanın distalinde gerçekleştiği gözlemlenmiştir.

Gallas ve ark. (235), iskeletsel ankraj amacıyla kullandıkları dental implantlarda oluşan stresleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Bu amaçla 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantları tamamen osseointegrasyon gösterecek ve göstermeyecek şekilde modellemişler ve meziodistal yönde kuvvet uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda tamamen osseointegrasyon göstermeyen dental implantlarda daha az stresin oluştuğunu ve maksimum streslerin her zaman implantların boyun kısmında yoğunlaştığını vurgulamışlardır.

Zhang ve ark. (219), yaptıkları bir çalışmada mikro-implantla kemik arayüzünde meydana gelen streslerin esas olarak boyun kısmında oluştuğunu, kortikal kemiğe doğru azaldığını, spongiöz kemikte ise çok az olduğunu belirtmişlerdir.

Ammar ve ark. (190), minivida ankrajı ile alt kanin distalizasyonunu sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve çalışmalarının sonucunda minivida çevresinde meydana gelen en fazla stresin boyun kısmında yoğunlaştığını belirtmişlerdir. Çalışmamızın bulguları da Gallas ve ark. (235), Zhang ve ark. (219), Ammar ve ark. (190)' larının çalışmalarıyla uyum göstermektedir.

El-Beialy ve ark. (236), maksiller ve mandibular kaninlerin distalizasyonu amacıyla minivida kullanmışlar ve yerleştirme açısını, yer değiştirme oranlarını CT görüntüleri üzerinde değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda minividaların, ortodontik kuvvetin uygulanma yönünde yer değiştirdiğini vurgulamışlardır.

Liou ve ark. (237), en-masse retraksiyon için minividalara oblik yönde kuvvet uygulayarak direkt ankraj ünitesi olarak kullanmışlardır. Yaptıkları bu çalışmanın sonucunda minividalarda devrilme ve ekstrüzyon hareketlerinin oluştuğunu bildirmişlerdir.

Araştırmamızda elde ettiğimiz veriler kuvvetin ilk uygulandığı andaki değişimleri göstermekte olup; minividalarda kuvvet doğrultusuna yönelme eğilimi görülmüştür. Araştırmamızın sonuçları Wang ve Liou (238), El-Beialy ve ark. (236) ve Liou ve ark. (237)'nin yaptıkları klinik çalışmalar ile uyumlu olup; çalışmamızda minividanın boyun bölgesindeki stresin fazla olduğu ve kuvvetin devam edeceği

düşünüldüğünde; aynı dişlerdeki gibi burada da kemik rezorpsiyonunun olacağını ve minividanın hareket edebileceğini düşünmekteyiz.

Araştırmamızda kuvvet bukkal minivida başı ile aynı seviyede bulunan vertikal kanca başı arasında uygulandığından, minividaya vertikal yönlü kuvvet uygulanmamıştır. Dolayısıyla analiz sonucunda minividalara oblik yönde kuvvet uygulayan Liou ve ark. (237) çalışmalarında belirlenen vertikal yönlü hareket gözlemlenmemiştir.

5.4.1.2. Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Değerlendirilmesi

Birinci modelde kuvvet uygulanması sonucu transversal yönde meydana gelen en fazla yer değiştirme kanin dişlerin meziönsizal yüzeylerinde ve meziolabial yönde olduğu görülmektedir. Bu bulgular kaninlerin distolingual yönde rotasyon yaptığını göstermektedir. Lateral dişlerin insizal kenarlarında da kanin dişlere göre çok daha az olmak üzere labial yönde yer değiştirme görülmektedir.

Araştırmamızda her ne kadar ark teli üzerinde yer alan vertikal kancalar vasıtasıyla direnç merkezine yakın kuvvet uygulanmaya çalışılmışsa da kuvvet labialden uygulandığı için kaninlerde distolingual rotasyon kaçınılmaz olmuştur. Lateral dişlerde meydana gelen rotasyonu, distalizasyon sırasında uygulanan distal yönlü kuvvet sonucu ark teli vasıtasıyla oluştuğunu düşünmekteyiz.

Posterior dişlerin kronlarında birinci premoların distal kenarı ve ikinci premolar dişler başta olmak üzere lingual yönde yer değiştirme görülmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerde de lingual yönde yer değiştirme gözlenmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerin kron ve kök uçlarında görülen yer değiştirmeler arasında belirgin fark görülmemiştir.

Araştırmamız sonucunda sagittal yöndeki en fazla yer değiştirmenin birinci premolar kronlarında distal yönde olduğu görülmektedir. Ayrıca birinci ve ikinci molar dişlerde de distal yönde hareket gözlenmektedir. Molar dişlerin kron ve köklerinde distal yönde yer değiştirme değerlerinin dağılımına bakıldığında belirgin fark görülmemektedir. Bu da molar dişlerin paralele yakın distalize olduğunu işaret etmektedir. Anterior dişlerde distal yönde en fazla yer değiştirme kaninlerin distal yüzeyi ile santral dişlerin kronlarında görülmektedir.

Posterior dişlerin kronlarının distale devrilmelerini, vertikal kancaların kuvvet uygulama yönünde yer değiştirmesi sonucu ark telinde oklüzal yönde meydana gelen deformasyona bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Posterior bölgedeki distal devrilmenin dik yönde oluşturduğu etkiler sonucu birinci ve ikinci premolar dişlerde ekstrüzyon, birinci ve ikinci molar dişlerde intrüzyon meydana geldiğini düşünmekteyiz.

Birinci modelde anterior dişler incelendiğinde vertikal yönde en belirgin kanin dişlerde olmak üzere sırasıyla lateral ve santral dişlerde de intrüzyon hareketi gözlenmektedir. Posterior dişler incelendiğinde birinci premolar kronlarının distoinsizal kenarında belirgin olmak üzere ikinci premolar kronlarının distoinsizal kenarında da hafif düzeyde ekstrüzyon hareketi görülmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerde intrüzyon hareketi görülmektedir.

Gerilme değerlerinin dağılımı incelendiğinde kuvvet uygulanması sonucu posterior dişlerde meydana gelen gerilmelerin anterior dişlere göre oldukça fazla olduğu görülmektedir. Bu durum birinci modelde bukkal minividalardan destek alınarak mandibular kanin ve birinci premolar dişler arasında konumlanan kancalar vasıtasıyla kuvvetin posterior dişler üzerine uygulanmasına bağlıdır.

Roberts ve ark. (137), mandibular bukkal bölgeye yerleştirilen bukkal minividalarla mandibular arkta en-masse retraksiyon sonucunda molar dişlerde distale doğru devrilme ve intrüzyon hareketi gözlemlemişlerdir. Bizim araştırmamız da bu çalışma ile uyumludur.

5.4.2. İkinci Modelin Bulgularının Değerlendirilmesi

5.4.2.1. Miniplakta Oluşan Değişikliklerin Değerlendirilmesi

Miniplak modelinde kuvvet yüklemesi ile birlikte, Von Mises gerilmesi miniplağın kol kısmından başlamak üzere ikinci minividanın uygulandığı seviyeye kadar devam etmiştir. Kuvvetin en fazla yoğunlaştığı alan inferiorda kalan minividayı çevreleyen miniplak bölümü ve minividanın boyun kısmıdır.

Miniplağın en superiorda kalan kısmı en az gerilime maruz kalmıştır ve bu kısımda Von Mises gerilmeleri özellikle minividayı çevreleyen plakta yoğunlaşmıştır.

Bu güne kadar yapılan çalışmalardan elde edilen veriler göstermektedir ki miniplakların fiksasyonunda kullanılan özellikle en altta kalan fiksasyon vidasında aşırı

kuvvet birikimleri oluşabilmekte ve bu da fiksasyon vidasının gevşemesine ve kaybına neden olabilmektedir (86, 134, 239).

Uygulama ve çıkarma işlemi esnasında cerrahi operasyon gerektirmesi miniplakların en büyük dezavantajıdır. Bir diğer husus ise kullanılan fiksasyon vida sayısıdır. Kook ve ark. (7), Yu ve ark. (234), mandibular arkın en-masse distalizasyonu ile ilgili yapmış olduğu çalışmalarında mandibular retromolar fossaya uyguladıkları miniplakları iki adet fiksasyon vidasıyla sabitlemişler ve başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da buna uyumlu olacak şekilde iki adet fiksasyon vidası kullanılmıştır.

Miniplaklara uygulanan kuvvet doğrudan fiksasyon vidalarına iletilmektedir ve miniplağın stabilitesi fiksasyon vidalarının stabilitesi ile doğrudan ilişkilidir (133). Choi ve ark. (134), miniplak stabilitesini etkileyebilecek faktörlerin; fiksasyon vidalarının yerleştirilme tekniği, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve süreci, hastanın ağız hijyeni ve kortikal kemik kalınlığı olduğunu bildirmişlerdir. Huang ve ark. (135), miniplak başarısının; miniplak şekli, fiksasyon vidası sayısı ve uzunluğu, kortikal kemik kalınlığı, uygulanan kuvvetin miktarı ve yönü gibi kriterlerden etkilenebileceğini belirtmişlerdir. Miniplak çeşitleri karşılaştırıldığında en yüksek basınç alan plak çeşidinin sırasıyla I, L, Y, T şekilli miniplaklar olduğunu bulmuşlardır.

5.4.2.2. Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Değerlendirilmesi

İkinci modelde kuvvet uygulanması sonucu transversal yönde meydana gelen en fazla yer değiştirme kanin dişlerin mezioinsizal yüzeylelerinde ve meziolabial yönde olduğu görülmektedir. Lateral dişlerin insizal kenarlarında da kaninlere göre çok daha az olmak üzere labial yönde yer değiştirme görülmektedir.

Araştırmamızda her ne kadar ark teli üzerinde yer alan vertikal kancalar vasıtasıyla direnç merkezine yakın kuvvet uygulanmaya çalışılmışsa da kuvvet labialden uygulandığı için kaninlerde distolingual rotasyon kaçınılmaz olmuştur. Lateral dişlerde meydana gelen hareketin, distalizasyon sırasında uygulanan distal yönlü kuvvet sonucu ark teli vasıtasıyla oluştuğunu düşünmekteyiz.

Posterior dişlerin kronlarında birinci premolarlar başta olmak üzere sırasıyla ikinci premolarlar, birinci ve ikinci molarlarda lingual yönde yer değiştirme görülmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerin kron ve kök uçlarında görülen yer değiştirmeler arasında belirgin fark görülmemiştir.

Araştırmamız sonucunda sagittal yönde en fazla yer değiştirmenin birinci premolar dişlerin kronlarında distal yönde olduğu görülmektedir. İkinci premolar, birinci ve ikinci molar dişlerde de distal yönde hareket gözlenmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerin kron ve kök uçlarında görülen yer değiştirmeler arasında belirgin fark görülmemiştir. Anterior dişlerde distal yönde en fazla yer değiştirme kaninlerin distal yüzeyi ile santral dişlerin kronlarında görülmektedir. Lateral dişlerin kronlarında da distal yönde hareket gözlenmektedir. Kanin, lateral ve santral dişlerdeki yer değiştirmenin kök uçlarına doğru azaldığı görülmektedir.

Posteriodaki diş kronlarının distale devrilmesinin, vertikal kancaların kuvvet uygulama yönünde yer değiştirmesi sonucu ark telinde oklüzal yönde meydana gelen deformasyona bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Posterior bölgedeki distal devrilmenin dik yönde oluşturduğu etkiler sonucu birinci ve ikinci premolar dişlerde ekstrüzyon, birinci ve ikinci molar dişlerde intrüzyon meydana geldiğini düşünmekteyiz.

İkinci modelde anterior dişler incelendiğinde vertikal yönde en belirgin kanin dişlerde olmak üzere sırasıyla lateral ve santrallerde intrüzyon hareketi izlenmektedir. Posterior dişler incelendiğinde birinci premolar dişler başta olmak üzere ikinci premolar dişlerin kronlarında ekstrüzyon hareketi görülmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerde intrüzyon hareketi görülmektedir.

Gerilme değerlerinin dağılımı incelendiğinde kuvvet uygulanması sonucu posterior dişlerde meydana gelen gerilmelerin anterior dişlere göre oldukça fazla olduğu görülmektedir. Bu durum ikinci modelde miniplaklardan destek alınarak mandibular kanin ve birinci premolar dişler arasında konumlanan kancalar vasıtasıyla kuvvetin posterior dişler üzerine uygulanmasına bağlıdır.

Kook ve ark. (7), ramal plaklarla mandibular dentisyonun distalizasyonunu gerçekleştirdikleri çalışmada molar dişlerde distale doğru devrilme ve intrüzyon hareketi gözlemlemişlerdir. Bizim miniplaklarla yaptığımız ikinci model çalışmamızda da molar dişlerde distale devrilme ve intrüzyon hareketi gözlemlenmiştir.

5.5. Modellerin Bulgularının Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi

Araştırmamızda analiz sonucu elde edilen bulgulara göre her iki modelde de transversal yönde en fazla yer değiştirmenin kanin dişlerin mezioinsizal yüzeylerinde ve meziolabial yönde olduğu gözlemlenmiştir. Sagittal yöndeki yer değiştirmeler

karşılaştırıldığında ise her iki modelde de en fazla yer değiştirmenin birinci premolar dişlerin kronlarında distal yönde olduğu görülmüştür.

Birinci modelde posterior dişlerin kronlarında ikinci modele göre daha az miktarda distal yönde hareket gözlemlenmiştir. Posterior dişlerde sagittal yönde meydana gelen bu farklılığı, birinci modelde destek ünitesi olarak bukkal minividaların, ikinci modelde ise miniplakların kullanılmasına bağlamaktayız. Kim ve ark. (144), mandibular distalizasyon etkinliği bakımından ramal plak, Sugawara plağı, bukkal minivida, interradiküler minividaları sonlu elemanlar analizi yardımıyla karşılaştırmışlar ve ramal plaklarla tedavide mandibular posterior dişlerin en fazla distal yönde yer değiştirme gösterdiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamız da Kim ve ark. (144)'nın çalışmasıyla uyumlu bulunmuştur. Araştırmamız sonucunda bukkal minividaların ilk andaki kuvvet uygulaması sırasında mezial yöndeki harekete miniplaklar kadar direnç gösteremediğini düşünmekteyiz.

Birinci ve ikinci modelde yapılan analiz sonucunda tüm anterior dişlerde intrüzyon hareketi gözlemlenmiştir. Her iki modelin kuvvet uygulama öncesi ve sonrası elde edilen çakıştırma görüntüleri bu durumu doğrulamaktadır.

Braket üzerine uygulanan distalizasyon kuvveti, sürtünmeli sistemde yapılan molar distalizasyonu sırasında meydana gelen sürtünmenin asıl kaynağıdır. Bu distalizasyon kuvvetinin etki çizgisi dişin direnç merkezinin uzağından geçtiği için bir moment meydana gelmekte ve dişlerde distal yönde bir devrilme oluşmaktadır. Kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezine yaklaştırılması, ark teline bağlı değişik uzunlukta kancalar üzerinden uygulanması ile mümkündür (177).

Hem in-vitro (231, 232) hem de in-vivo (233) çalışmalarda, kuvvet kollarının ya da kancaların yerleştirilmesi ile direnç merkezine daha yakın kuvvet uygulanacağı ve böylece dişlerde paralel hareket oluşacağı bildirilmektedir.

Araştırmamızda kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezine yaklaştırılması amacıyla ark teli üzerinde kanin ve premolar dişlerin arasına manuel olarak modellenmiş vertikal kancalar eklenmiştir. Bu vertikal kancalar sayesinde uygulanan kuvvet momentinin ve dişin devrilmesi sonucu oluşan sürtünmenin azaltılması amaçlanmıştır (177).

Posterior dişlere bakıldığında birinci ve ikinci modelde birinci premolar dişler başta olmak üzere ikinci premolar dişlerin kronlarında ekstrüzyon hareketi görülmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerde ise intrüzyon hareketi görülmektedir. Premolar dişlerdeki ekstrüzyon ikinci modelde daha fazla gözlemlenmiştir. Modeller

arasında posterior dişlerde meydana gelen bu farklılığı kuvvet uygulanması sırasında destek alınan iskeletsel ankraj ünitelerinin farklı olmasına ve ark telinde meydana gelen deformasyona bağlamaktayız.

Analiz sonucunda posterior bölgede elde ettiğimiz ilk andaki verilere dayanarak birinci ve ikinci modelde meydana gelen molar intrüzyonunun iskeletsel olarak vertikal değerleri artmış bireylerde daha avantajlı olacağını düşünmekteyiz. Miniplakların maliyetinin yüksek olması, yerleştirmek ve çıkarmak için cerrahi işlem gerektirmesi, postoperatif rahatsızlıklar gibi dezavantajları dikkate alındığında, bukkal minividaların mandibular molarların distalizasyonu, intrüzyonu ve mandibular arkın rotasyona uğratılması aşamalarında daha konservatif bir tedavi avantajı sağlayacağını düşünmekteyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Farklı ankraj sistemleri kullanılarak gerçekleştirilen mandibular molar distalizasyonu sırasında kuvvetin uygulandığı ilk andaki değişimlerin değerlendirildiği araştırmamızdan elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir:

1. İskeletsel ankraj elde etmek amacıyla kullanılan bukkal minividalar kuvvetin uygulanmasını takiben kuvvet yönünde yer değiştirme hareketi göstermiştir. Kuvvetin uygulanmasını takiben en fazla stres bukkal minividanın boyun bölgesinde tespit edilmiştir.

2. Miniplağa kuvvetin uygulanmasıyla beraber en fazla Von Mises gerilmesi kol kısımlarında görülmüştür. Fiksasyon vidalarında en fazla Von Mises gerilmesi inferiordaki minividanın boyun kısmında görülmüştür. Ayrıca miniplaklarda transvers, sagittal ve vertikal yönde yer değiştirmeler gözlemlenmiştir.

3. Birinci ve ikinci modeldeki dişlerde sagittal yönde en fazla yer değiştirmenin birinci premolar dişlerin kronlarında distal yönde olduğu görülmüştür. Birinci modelde posterior dişlerin kronlarında ikinci modele göre daha az miktarda distal yönde hareket gözlemlenmiştir. Molar dişlerin kron ve köklerinde distal yönde yer değiştirme değerlerinin dağılımına bakıldığında belirgin fark görülmemiştir.

4. Her iki modelde kanin dişlerde distolingual yönde rotasyon eğilimi görülmüştür.

5. Birinci modelde anterior dişler incelendiğinde vertikal yönde en belirgin kanin dişlerde olmak üzere sırasıyla lateral ve santral dişlerde intrüzyon hareketi görülmüştür. Posterior dişler incelendiğinde birinci premolar dişlerin kronunun distoinsizal kenarında belirgin olmak üzere ikinci premolar dişlerin kronunun distoinsizal kenarında da hafif düzeyde ekstrüzyon hareketi görülmüştür. Birinci ve ikinci molar dişlerde intrüzyon hareketi gözlemlenmiştir.

6. İkinci modelde anterior dişler incelendiğinde vertikal yönde en belirgin kanin dişlerde olmak üzere sırasıyla lateral ve santral dişlerde intrüzyon hareketi izlenmiştir. Posterior dişler incelendiğinde birinci premolar dişler başta olmak üzere ikinci premolar dişlerin kronunda ekstrüzyon hareketi görülmüştür. Premolar dişlerdeki bu ekstrüzyon ikinci modelde daha fazla gözlemlenmiştir. Birinci ve ikinci molar dişlerde intrüzyon hareketi gözlemlenmiştir.

6.2. Öneriler

Birinci ve ikinci modeldeki senaryonun tercih edileceği vakalarda rijit bir ark teli üzerinde yerleştirilecek vertikal kancaların yüksekliği ve kuvvet uygulaması sonucu bu kancalarda meydana gelebilecek değişimler dikkatle gözlemlenmelidir. Ayrıca bukkal minividaları yerleştirmek için mandibular bukkal bölgenin anatomisi dikkatlice değerlendirilmelidir.

Araştırmamızda elde edilen sonuçlar iki farklı iskeletsel ankraj sistemiyle uygulanan kuvvetlerin sadece ilk anda oluşturduğu gerilme ve yer değiştirmeleri göstermektedir. Özellikle bireylerde alveol kemiğinin yapısal farklılıkları, hasta kaynaklı etkenler ve dişlerin hareketi için gereken zaman farklılıkları nedeniyle ortaya çıkan sonuçların klinik ortamda değişkenlik gösterebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Bununla birlikte birçok avantaja sahip olmasına rağmen sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon olduğu unutulmamalıdır.

KAYNAKLAR

1. Hayashi K, Araki Y, Uechi J, Ohno H, Mizoguchi I. A novel method for the three-dimensional (3-D) analysis of orthodontic tooth movement—calculation of rotation about and translation along the finite helical axis. *Journal of biomechanics*. 2002;35(1):45-51.
2. O'Donnell S, Nanda RS, Ghosh J. Perioral forces and dental changes resulting from mandibular lip bumper treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1998;113(3):247-55.
3. Hodge JJ, Nanda RS, Ghosh J, Smith D. Forces produced by lip bumpers on mandibular molars. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;111(6):613-22.
4. Osborn WS, Nanda RS, Currier GF. Mandibular arch perimeter changes with lip bumper treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(6):527-32.
5. Lima CEO, Lima MT. Directional force treatment for an adult with Class III malocclusion and open bite. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(6):817-24.
6. Chen K, Cao Y. Class III malocclusion treated with distalization of the mandibular dentition with miniscrew anchorage: a 2-year follow-up. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2015;148(6):1043-53.
7. Kook Y-A, Park JH, Bayome M, Kim S, Han E, Kim CH. Distalization of the mandibular dentition with a ramal plate for skeletal Class III malocclusion correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2016;150(2):364-77.
8. Park H-S, Jeong S-H, Kwon O-W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;130(1):18-25.
9. Daskalogiannakis J, Ammann A. *Glossary of orthodontic terms*: Quintessence Publ.; 2000.
10. Basha AG, Shantaraj R, Mogegowda SB. Comparative study between conventional en-masse retraction (sliding mechanics) and en-masse retraction using orthodontic micro implant. *Implant dentistry*. 2010;19(2):128-36.
11. Holland GN, Wallace DA, Mondino BJ, Cole SH, Ryan SJ. Severe ocular injuries from orthodontic headgear. *Archives of ophthalmology*. 1985;103(5):649-51.
12. Mete Ö, Banu A, BAYRAM M. Alt Birinci Molar Distalizasyonu için Modifiye Bir Distal Jet Apareyi: Bir Vaka Raporu. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 6(2):103-8.
13. Byloff F, Darendeliler MA, Stoff F. Mandibular molar distalization with the Franzulum Appliance. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2000;34(9):518.
14. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;103(5):e6-e15.
15. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1998;13(3):201-9.
16. Hakami Z, Chen PJ, Ahmida A, Janakiraman N, Uribe F. Miniplate-Aided Mandibular Dentition Distalization as a Camouflage Treatment of a Class III Malocclusion in an Adult. *Case reports in dentistry*. 2018;2018.
17. Reddy J. *An Introduction to the Finite Element Method*, McGraw-Hill, New York, 1993.

18. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element analysis of sutural stresses. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;136(3):361-6.
19. Lin W, Zou M, Liu X, Zheng Y. A three-dimensional 3-D finite element study on direction of maxillary protraction. *Shanghai kou qiang yi xue= Shanghai journal of stomatology*. 2010;19(5):475-9.
20. Yettram A, Wright K, Pickard H. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *Journal of Dental Research*. 1976;55(6):1004-11.
21. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1996;109(2):155-62.
22. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1987;92(6):499-505.
23. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM, Ackerman JL. *Contemporary Orthodontics*. St. Louis. MO: Mosby. 2000.
24. Thilander B, Rygh P, Reitan K. *Tissue reactions in orthodontics. Orthodontics: Current Principles and Techniques Elsevier, Philadelphia, PA*. 2011:247-86.
25. Katona TR, Paydar NH, Akay HU, Roberts WE. Stress analysis of bone modelling response to rat molar orthodontics. *Journal of biomechanics*. 1995;28(1):27-38.
26. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*. 1994;64(3):175-88.
27. PDM Ü. *Ortodonti, Anomaliler, Sefalometri, Etioloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı. TC Yeditepe Üniversitesi Yayınları*. 2000:213-308.
28. *Biyomekanik TYSOA. Prensipleri. Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir*. 1999.
29. Reitan K. Biological principles and reactions. *Orthodontics, current orthodontic concepts and techniques*. 1985:141-2.
30. Cardaropoli D, Gaveglio L, editors. *The influence of orthodontic movement on periodontal tissues level. Seminars in Orthodontics; 2007: Elsevier*.
31. King G, Fischlschweiger W. The effect of force magnitude on extractable bone resorptive activity and cemental cratering in orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*. 1982;61(6):775-9.
32. Kohno T, Matsumoto Y, Kanno Z, Warita H, Soma K. Experimental tooth movement under light orthodontic forces: rates of tooth movement and changes of the periodontium. *Journal of orthodontics*. 2002;29(2):129-36.
33. Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *American journal of orthodontics*. 1975;68(3):290-302.
34. Burstone CJ. *Application of bioengineering to clinical orthodontics. Orthodontics, current principles and techniques: The CV Mosby Company, St. Louis; 1985. p. 193-228*.
35. McLaughlin R. The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems. *J Clin Orthod*. 1989;23:142-53.
36. Berman M. Straight wire myths-BJO Interview. *Br J Orthod*. 1988;151:57-61.
37. Storey E. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Australian J Dent*. 1952;56:11-8.
38. Moyers RE. *Handbook of orthodontics: Year Book Medical Pub; 1988*.
39. Burstone C. Threshold and optimum force values for maxillary tooth movement. *J Dent Res*. 1961;39:695.

40. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle Orthodontist*. 2003;73(1):86-92.
41. Kuhlberg A, Nanda R. Principles of biomechanics. *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*: Elsevier; 2005. p. 1-16.
42. Nägerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Messenburg D. Centers of rotation with transverse forces: an experimental study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(4):337-45.
43. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *American Journal of Orthodontics*. 1971;59(6):581-8.
44. Papageorgiou IS. The center of resistance of teeth in Orthodontics. *Hellenic orthodontic review*. 2005;8(1).
45. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*. 1984;85(4):294-307.
46. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics*. 1980;77(4):396-409.
47. Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement. *Vistas in orthodontics*. 1962:197-213.
48. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *The European Journal of Orthodontics*. 1999;21(6):633-48.
49. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *The Angle Orthodontist*. 1966;36(2):99-120.
50. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1988;94(5):426-31.
51. Janson G, Dainesi EA, Henriques JF, de Freitas MR, de Lima KJ. Class II subdivision treatment success rate with symmetric and asymmetric extraction protocols. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2003;124(3):257-64; quiz 339.
52. Graber T, Vanarsdall R, Vig K. *Orthodontics, current principles and techniques*. St Louis. Elsevier; 2000.
53. Ülgen M. *Ortodontik tedavi prensipleri*. 1993.
54. Zwemer TJ. *Boucher's clinical dental terminology*. Mosby, St Louis. 1993.
55. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. *Systemized orthodontic treatment mechanics*: Elsevier Health Sciences; 2001.
56. Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. *American journal of orthodontics*. 1986;89(1):73-8.
57. Nanda R. *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*: Elsevier Health Sciences; 2005.
58. McLaughlin R, Bennett JC. Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1991;25(11):687-96.
59. Perez CA, de Alba JA, Caputo AA, Chaconas SJ. Canine retraction with J hook headgear. *American journal of orthodontics*. 1980;78(5):538-47.

60. Kinzinger GS, Gross U, Fritz UB, Diedrich PR. Anchorage quality of deciduous molars versus premolars for molar distalization with a pendulum appliance. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;127(3):314-23.
61. Egolf RJ, BeGole EA, Upshaw HS. Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;97(4):336-48.
62. Prabhu J, Cousley RR. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *Journal of Orthodontics*. 2006;33(4):288-307.
63. Roberts WE. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J clin Orthod*. 1994;28:693-704.
64. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999;115(2):166-74.
65. Creekmore TD. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*. 1983;17:266-9.
66. Janssens F, Swennen G, Dujardin T, Glineur R, Malevez C. Use of an onplant as orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(5):566-70.
67. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(5):625-35.
68. Lin J, Liou E. A new bone screw for orthodontic anchorage. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2003;37(12):676-81.
69. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(1):84-94.
70. Hernandez L, Montoto G, Puente Rodriguez M, Galban L, Martinez V. 'Bone map' for a safe placement of miniscrews generated by computed tomography. *Clinical oral implants research*. 2008;19(6):576-81.
71. Park H-S, Kwon T-G. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(5):703-10.
72. Gelgör İE, Büyükyılmaz T, Karaman AI, Dolanmaz D, Kalaycı A. Intraosseous screw-supported upper molar distalization. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(6):838-50.
73. Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;130(2):228-35.
74. Chung K-R, Cho J-H, Kim S-H, Kook Y-A, Cozzani M. Unusual extraction treatment in Class II division 1 using C-orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*. 2007;77(1):155-66.
75. Papadopoulos MA. Orthodontic treatment of Class II malocclusion with miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(5):604. e1-. e16.
76. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(4):558-67.
77. Erverdi N, Keles A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(3):381-90.
78. Jeon YJ, Kim YH, Son WS, Hans MG. Correction of a canted occlusal plane with miniscrews in a patient with facial asymmetry. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;130(2):244-52.

79. Ohnishi H, Yagi T, Yasuda Y, Takada K. A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(3):444-52.
80. Giancotti A, Arcuri C, Barlattani A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2004;126(1):113-7.
81. Yao C. J, Wu CB, Wu HY, Kok SH, Chang HF F, Chen YJ. Intrusion of the Overerupted Upper Left First and Second Molars by Mini-Implants with Partial-Fixed Orthodontic. *Angle Orthod*. 2004;74:550-7.
82. Echarri P, Kim T, Favero L, Kim H-J. *Orthodontics and Microimplants: Complete Technique Step By Step*. Editorial Ripano, SA. 2007:96.
83. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage—preliminary experiences. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2004;65(5):410-8.
84. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(4):373-8.
85. Freudenthaler JW, Bantleon HP, Haas R. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clinical oral implants research*. 2001;12(4):358-63.
86. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(1).
87. Lee JS, Kim JK, Park Y-C, Vanarsdall RL. *Applications of orthodontic mini-implants: Quintessence Chicago; 2007*.
88. Heymann GC, Tulloch JC. Implantable devices as orthodontic anchorage: a review of current treatment modalities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2006;18(2):68-79.
89. Mischkowski R, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zöller J. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2008;37(10):948-54.
90. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*. 2001;29(2):69-74.
91. Kim J-W, Ahn S-J, Chang Y-I. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;128(2):190-4.
92. Melsen B, Verna C. A rational approach to orthodontic anchorage. *Progress in Orthodontics*. 2000;1(1):10-22.
93. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*. 1969;3(2):81-100.
94. Gray JB, Steen M, King GJ, Clark A. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics*. 1983;83(4):311-7.
95. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clinical orthodontics and research*. 2000;3(1):23-8.
96. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in

- the beagle dog. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(5):489-97.
97. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *The Angle Orthodontist*. 1989;59(4):247-56.
 98. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield Jr J, Roberts W, Garetto L. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *Journal of dental research*. 2003;82(5):377-81.
 99. Melsen B, Verna C, editors. *Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system*. *Seminars in Orthodontics*; 2005: Elsevier.
 100. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(4):S43-S51.
 101. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. Root repair after injury from mini-screw. *Clinical oral implants research*. 2005;16(5):575-8.
 102. Mine K, Kanno Z, Muramoto T, Soma K. Occlusal forces promote periodontal healing of transplanted teeth and prevent dentoalveolar ankylosis: an experimental study in rats. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(4):637-44.
 103. Ozen T, Orhan K, Gorur I, Ozturk A. Efficacy of low level laser therapy on neurosensory recovery after injury to the inferior alveolar nerve. *Head & Face Medicine*. 2006;2(1):3.
 104. Ardekian L, Oved-Peleg E, Mactei EE, Peled M. The clinical significance of sinus membrane perforation during augmentation of the maxillary sinus. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2006;64(2):277-82.
 105. Murray B, McGuinness N, Biagioni P, Hyland P, Lamey PJ. A comparative study of the efficacy of Aphtheal™ in the management of recurrent minor aphthous ulceration. *Journal of oral pathology & medicine*. 2005;34(7):413-9.
 106. Sánchez Garcés M, Gay Escoda C. Periimplantitis. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 2004, vol 9, num supl, p 63-74. 2004.
 107. Lai EH-H, Yao C-CJ, Chang JZ-C, Chen I, Chen Y-J. Three-dimensional dental model analysis of treatment outcomes for protrusive maxillary dentition: comparison of headgear, miniscrew, and miniplate skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(5):636-45.
 108. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in orthodontics*. 2005;6(1):82-97.
 109. Cha J-Y, Kil J-K, Yoon T-M, Hwang C-J. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(1):73-9.
 110. Kyung H, Park H, Bae S, Kwon O, Sung J. *Handbook for the Absoanchor orthodontic microimplant*. South Korea Daegu: Dentos. 2004;51.
 111. Crismani AG, Bertl MH, Čelar AG, Bantleon H-P, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(1):108-13.
 112. Lim JW, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korean Journal of Orthodontics*. 2003;33(1):11-20.
 113. Sugawara J. Dr. Junji Sugawara on the skeletal anchorage system. Interview by Dr. Larry W. White. *J Clin Orthod*. 1999;33:689-96.
 114. Thébault B, Bédhet N, Béhaghel M, Elamrani K. The benefits of using anchorage miniplates. Are they compatible with everyday orthodontic practice? *International orthodontics*. 2011;9(4):353-87.

115. Cornelis MA, Scheffler NR, Mahy P, Siciliano S, De Clerck HJ, Tulloch JC. Modified miniplates for temporary skeletal anchorage in orthodontics: placement and removal surgeries. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2008;66(7):1439-45.
116. Sugawara J, Nishimura M, editors. *Minibone plates: the skeletal anchorage system*. *Seminars in Orthodontics*; 2005: Elsevier.
117. Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(6):593-600.
118. Erverdi N, Usumez S, Solak A, Koldas T. Noncompliance open-bite treatment with zygomatic anchorage. *The Angle orthodontist*. 2007;77(6):986-90.
119. Seres L, Kocsis A. Closure of severe skeletal anterior open bite with zygomatic anchorage. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(2):478-82.
120. Akan S, Kocadereli I, Aktas A, Taşar F. Effects of maxillary molar intrusion with zygomatic anchorage on the stomatognathic system in anterior open bite patients. *The European Journal of Orthodontics*. 2011;35(1):93-102.
121. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The zygoma anchorage system. *Journal of Clinical Orthodontics*. 2002;36(8):455-60.
122. Sugawara J, Kanzaki R, Takahashi I, Nagasaka H, Nanda R. Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(6):723-33.
123. Erverdi N, Acar A. Zygomatic anchorage for en masse retraction in the treatment of severe Class II division 1. *The Angle orthodontist*. 2005;75(3):483-90.
124. Bengi AO, Karacay S, Akin E, Olmez H, Okçu KM, Mermut S. Use of zygomatic anchors during rapid canine distalization: a preliminary case report. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):137-47.
125. Kaya B, Arman A, Uçkan S, Yazıcı AC. Comparison of the zygoma anchorage system with cervical headgear in buccal segment distalization. *The European Journal of Orthodontics*. 2009;31(4):417-24.
126. Kircelli BH, Pektaş Z, Uçkan S. Orthopedic protraction with skeletal anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and hypodontia. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(1):156-63.
127. Zhou Y-h, Peng D, Ye L, Qiu L-x. Facemask therapy with miniplate implant anchorage in a patient with maxillary hypoplasia. *Chinese medical journal*. 2007;120(15):1372-5.
128. Kircelli BH, Pektaş ZÖ. Midfacial protraction with skeletally anchored face mask therapy: a novel approach and preliminary results. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(3):440-9.
129. De Clerck HJ, Cornelis MA, Cevdanes LH, Heymann GC, Tulloch CJ. Orthopedic traction of the maxilla with miniplates: a new perspective for treatment of midface deficiency. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(10):2123-9.
130. Kaya D, Kocadereli I, Kan B, Tasar F. Effects of facemask treatment anchored with miniplates after alternate rapid maxillary expansions and constrictions; a pilot study. *The Angle Orthodontist*. 2011;81(4):639-46.
131. Cornelis MA, Scheffler NR, Nyssen-Behets C, De Clerck HJ, Tulloch JC. Patients' and orthodontists' perceptions of miniplates used for temporary skeletal anchorage: a prospective study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(1):18-24.
132. AKAN S, KOCADERELİ İ. Ortodontide Miniplate Kullanımı. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*. 2013;4(1):109-14.

133. Veziroglu F, Uckan S, Ozden UA, Arman A. Stability of zygomatic plate-screw orthodontic anchorage system: a finite element analysis. *The Angle orthodontist*. 2008;78(5):902-7.
134. Choi B-H, Zhu S-J, Kim Y-H. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;128(3):382-4.
135. Huang Y-W, Chang C-H, Wong T-Y, Liu J-K. Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: Finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012;142(4):466-72.
136. Nakamura M, Kawanabe N, Kataoka T, Murakami T, Yamashiro T, Kamioka H. Comparative evaluation of treatment outcomes between temporary anchorage devices and Class III elastics in Class III malocclusions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2017;151(6):1116-24.
137. Roberts WE, Vecilli RF, Chang C, Katona TR, Paydar NH. Biology of biomechanics: Finite element analysis of a statically determinate system to rotate the occlusal plane for correction of a skeletal Class III open-bite malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2015;148(6):943-55.
138. Chang C, Huang C, Roberts W. 3D cortical bone anatomy of the mandibular buccal shelf: a CBCT study to define sites for extra-alveolar bone screws to treat Class III malocclusion. *Int J Orthod Implantol*. 2016;41:74-82.
139. Elshebiny T, Palomo JM, Baumgaertel S. Anatomic assessment of the mandibular buccal shelf for miniscrew insertion in white patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2018;153(4):505-11.
140. Chang C, Liu SS, Roberts WE. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *The Angle Orthodontist*. 2015;85(6):905-10.
141. Ma QL, Conley RS, Wu T, Li H. Asymmetric molar distalization with miniscrews to correct a severe unilateral Class III malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2016;149(5):729-39.
142. Choi YT, Kim Y-J, Yang K-S, Lee D-Y. Bone availability for mandibular molar distalization in adults with mandibular prognathism. *The Angle Orthodontist*. 2017;88(1):52-7.
143. Chae J-M, Park JH, Kojima Y, Tai K, Kook Y-A, Kyung H-M. Biomechanical analysis for total distalization of the mandibular dentition: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2019;155(3):388-97.
144. Kim YB, Bayome M, Park JH, Lim HJ, Mo SS, Lee NK, et al. Displacement of mandibular dentition during total arch distalization according to locations and types of TSAD s: 3D Finite element analysis. *Orthodontics & craniofacial research*. 2019;22(1):46-52.
145. Kim S-J, Choi T-H, Baik H-S, Park Y-C, Lee K-J. Mandibular posterior anatomic limit for molar distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2014;146(2):190-7.
146. Nucera R, Bellocchio AM, Oteri G, Farah AJ, Rosalia L, Giancarlo C, et al. Bone and cortical bone characteristics of mandibular retromolar trigone and anterior ramus region for miniscrew insertion in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2019;155(3):330-8.
147. Sugawara J, Daimaruya T, Umemori M, Nagasaka H, Takahashi I, Kawamura H, et al. Distal movement of mandibular molars in adult patients with the skeletal anchorage system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2004;125(2):130-8.

148. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e: Pearson Education India; 2011.
149. Hughes TJ. The Finite Element Method Prentice-Hall. New Jersey (USA). 1987.
150. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry. 2001;85(6):585-98.
151. Şahin M. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi [Doktora tezi]: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2008.
152. M. I. Cisimlerin Mukavemeti. 6 ed. İstanbul: İTÜ Vakfı. 1988.
153. Kutz M. Mechanical Engineers' Handbook, Volume 1.: Materials and Engineering Mechanics: John Wiley & Sons; 2015.
154. Marghitu DB. Mechanical engineer's handbook: Elsevier; 2001.
155. MÇ.Ulusoy. Sınıf 2 Maloklüzyonlarda Kullanılan Aktivatör ve Aktivatör-High Pull Headgear Uygulamalarının Mandibula Üzerindeki Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Metodu İle İncelenmesi [Doktora tezi]: Ankara: Gazi Üniversitesi; 2006.
156. Shigley JE. Shigley's mechanical engineering design: Tata McGraw-Hill Education; 2011.
157. Gümüş H. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması: Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2007.
158. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003;123(4):367-73.
159. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003;123(6):657-65.
160. Yoshida N, Jost-Brinkmann P-G, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2001;120(2):190-7.
161. Shaw A, Sameshima G, Vu H. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. Orthodontics & craniofacial research. 2004;7(2):98-107.
162. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry: Quintessence Publishing (IL); 1987.
163. Knoell A. A mathematical model of an in vitro human mandible. Journal of biomechanics. 1977;10(3):159-66.
164. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. Journal of Dental Research. 1983;62(2):155-9.
165. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. Journal of oral rehabilitation. 2002;29(6):565-74.
166. Lang LA, Wang R-F, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. The Journal of prosthetic dentistry. 2001;86(6):650-4.
167. Wright K, Yettram A. An analytical investigation into possible mechanical causes of bone remodelling. Journal of biomedical engineering. 1979;1(1):41-9.

168. Yoshikawa D, Burstone C, Goldberg A, Morton J. Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. *Journal of dental research*. 1981;60(2):139-45.
169. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of Dental Research*. 1983;62(2):82-6.
170. Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Shinozuka M, et al. Finite element method modeling of craniofacial growth. *American Journal of Orthodontics*. 1985;87(6):453-72.
171. Miyakawa O, Shiokawa N, Matsuura T, Hanada K. A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. *Journal of biomechanics*. 1985;18(4):277-84.
172. Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M. Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. *Journal of biomedical engineering*. 1988;10(3):246-52.
173. Wheeler RC. *A textbook of dental anatomy and physiology*: WB Saunders; 1950.
174. Nakamura A, Teratani T, Itoh H, Sugawara J, Ishikawa H. Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2007;132(5):624-9.
175. Ghosh A. Infra-zygomatic crest and buccal shelf-Orthodontic bone screws: A leap ahead of micro-implants-Clinical perspectives. *Journal of Indian Orthodontic Society*. 2018;52(6):127-.
176. Jing Y, Han X, Guo Y, Li J, Bai D. Nonsurgical correction of a Class III malocclusion in an adult by miniscrew-assisted mandibular dentition distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013;143(6):877-87.
177. Tosun Y. Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. *Ege Ün Basımevi, İzmir*. 1999.
178. Tidy D, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;96(3):249-54.
179. Kusy R, Whitley J. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dental Materials*. 1989;5(4):235-40.
180. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022×0.028 edgewise bracket in vitro. *Journal of Biomechanics*. 1970;3(2):151-60.
181. Rock W, Wilson H. The effect of bracket type and ligation method upon forces exerted by orthodontic archwires. *British journal of orthodontics*. 1989;16(3):213-7.
182. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *The Angle Orthodontist*. 2000;70(5):366-76.
183. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(5):398-403.
184. Smith DV, Rossouw PE, Watson P, editors. *Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance*. *Seminars in Orthodontics*; 2003: Elsevier.
185. Cope JB, editor *Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift*. *Seminars in orthodontics*; 2005: Elsevier.
186. Thiruvengkatahari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM. Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(4):551-4.

187. Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(3):378-85.
188. Park H-S, Bae S-M, Kyung H-M, Sung J-H. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2001;35(7):417.
189. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;107(3):251-8.
190. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;139(1):e59-e71.
191. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson Jr MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1992;102(2):127-33.
192. Bell WR. A study of applied force as related to the use of elastics and coil springs. *The Angle Orthodontist*. 1951;21(3):151-4.
193. ANDREASEN GF, BISHARA S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *The Angle Orthodontist*. 1970;40(3):151-8.
194. Von Fraunhofer J, Bonds P, Johnson B. Force generation by orthodontic coil springs. *The Angle Orthodontist*. 1993;63(2):145-8.
195. Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. *Orthodontics & craniofacial research*. 2008;11(2):65-73.
196. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *The Angle Orthodontist*. 1993;63(1):67-72.
197. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1996;109(1):8-21.
198. Baran İ. İki Tip Silindirik Endosteal İmplant Alt Yapı Üzerine Hazırlanmış Üç Değişik Tüberkül Eğimli Kron Tasarımlarında Uygulanan Vertikal Kuvvetlerin Oluşturduğu Gerilmelerin FEM Yöntemi ile İncelenmesi. *Tez, Ankara*. 1995:4-11.
199. Eskitaşçıoğlu G, Elemanlar YBDHS. Stres Analiz Yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. 1995;22:201-5.
200. Clifford PM, Orr JF, Burden DJ. The effects of increasing the reverse curve of Spee in a lower archwire examined using a dynamic photo-elastic gelatine model. *The European Journal of Orthodontics*. 1999;21(3):213-22.
201. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Archives of oral biology*. 2000;45(7):543-50.
202. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(5):427-40.
203. Güngör M, Dündar M, Artunç C. Dişhekimliğinde Gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2005;26:107-16.
204. Szabó B, Babuška I. *Finite element analysis: John Wiley & Sons; 1991.*
205. Mahler D, Peyton F. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *Journal of Dental Research*. 1955;34(6):831-8.

206. Ertürk T. Anterior Dişlerin Mikroimplant Desteği İle İntrüze Edilerek Retrakte Edilmesi Sırasında Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi [Doktora Tezi]: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2008.
207. Çifter M. Üst Çene Posterior Dişlerinin Mikro-Implant Destekli İntrüzyonunda Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, İstanbul Üniversitesi. 2007.
208. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(3):316-22.
209. Welsch G, Boyer R, Collings E. *Materials properties handbook: titanium alloys*: ASM international; 1993.
210. İlgün A, Korkmaz HH, Malkoç S, Başçiftçi FA. İNSAN MANDİBULASINDA SONLU ELEMANLAR METODU KULLANILARAK GERİLME ANALİZİ YAPILMASI. *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi*. 2004;19(1):29-38.
211. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2009;135(4):507-15.
212. Işeri H, Tekkaya AE, Öztan Ö, Bilgic S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *The European Journal of Orthodontics*. 1998;20(4):347-56.
213. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;95(3):200-7.
214. Jones M, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *Journal of Orthodontics*. 2001;28(1):29-38.
215. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(2):174-9.
216. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics*. 2000;22(5):359-70.
217. Durkee M, editor *Periodontal ligament stress patterns in a nonlinear finite element model*. *Journal of Dental Research*; 1997: AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314.
218. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;120(3):272-9.
219. Zhang Y, Zhang D, Feng C. A three-dimensional finite element analysis for the biomechanical characteristics of orthodontic anchorage micro-implant. *Shanghai kou qiang yi xue= Shanghai journal of stomatology*. 2005;14(3):281-3.
220. McGuinness NJ, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *The European Journal of Orthodontics*. 1991;13(3):231-42.
221. Melsen B. Mini-implants: where are we? *Journal of clinical orthodontics*. 2005;39(9):539.

222. Ritto A, Kyung H-m. Solutions with microimplants. *Ortodontia Journal*. 2004;8:6-13.
223. Ishii T, Nojima K, Nishii Y, Takaki T, Yamaguchi H. Evaluation of the implantation position of mini-screws for orthodontic treatment in the maxillary molar area by a micro CT. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 2004;45(3):165-72.
224. Kim YH, Yang S-M, Kim S, Lee JY, Kim KE, Gianelly AA, et al. Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(1):66-72.
225. Monnerat C, Restle L, Mucha JN. Editor's Summary, Q & A, Reviewer's Critique: Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(4):428. e1-. e9.
226. Almog DM, Torrado E, Moss ME, Meitner SW, LaMar F. Use of imaging guides in preimplant tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2002;93(4):483-7.
227. Jacobs R. Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients. *Periodontology 2000*. 2003;33(1):12-25.
228. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;136(2):230-5.
229. Takaki T, Tamura N, Yamamoto M, Takano N, Shibahara T, Yasumura T, et al. Clinical study of temporary anchorage devices for orthodontic treatment. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 2010;51(3):151-63.
230. Shih I, Lin J, Roberts W. Conservative correction of severe skeletal Class III open bite: 3 force vectors to reverse the dysplasia by retracting and rotating the entire lower arch. *Int J Orthod Implantol*. 2015;38:4-18.
231. Kim T, Suh J, Kim N, Lee M. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(5):639-47.
232. Tominaga J-y, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics: A 3D finite element study. *The Angle Orthodontist*. 2009;79(6):1102-7.
233. Sia SS, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics: an in vivo study. *The Angle Orthodontist*. 2007;77(6):999-1003.
234. Yu J, Park JH, Bayome M, Kim S, Kook Y-A, Kim Y, et al. Treatment effects of mandibular total arch distalization using a ramal plate. *The Korean Journal of Orthodontics*. 2016;46(4):212-9.
235. Gallas M, Abeleira M, Fernandez J, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(1):12-6.
236. El-Beialy AR, Abou-El-Ezz AM, Attia KH, El-Bialy AM, Mostafa YA. Loss of anchorage of miniscrews: a 3-dimensional assessment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;136(5):700-7.
237. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;126(1):42-7.

238. Wang Y-C, Liou EJ. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(1):38-43.
239. Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EHH, Yao CCJ. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clinical oral implants research*. 2007;18(6):768-75.



ÖZGEÇMİŞ

Adı: Merdan

Soyadı: ATAGARRIYEV

Doğum Tarihi: 30.09.1989

Doğum Yeri: Lebap, Türkmenistan

Uyruğu: Türkmenistan

Medeni durumu: Bekar

Telefonu: 0553 638 7201

İletişim Adresi: Siteler Mahallesi, Atatürk Bulvarı No:411, PK:02200
Merkez/ADIYAMAN

Mail adresi: merdanata89@gmail.com

Lisans Eğitimi: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Yabancı Diller: Türkmençe, İngilizce, Rusça, Özbekçe

EKLER
EK-1. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C.
ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Karar Tarihi	Toplantı Sayısı	Karar Sayısı
18/09/2018	6	2018/6-3

Adiyaman Üniversitesi Diş Fakültesi Dekanlığı Öğretim Üyesi Doç Dr. Nihal HAMAMCI'nın sorumluluğunda yapılması tasarlanan "Mini plak ve bukkal minividalarla yapılan mandibular molar distalizasyon etkinliğinin 3-boyutlu sonlu elemanlar stres analiziyle değerlendirilmesi" adlı proje için hazırlanmış olan ve 06/09/2018 tarihinde sunulan Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar İçin Başvuru Formu ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın yürürlükte olan ilgili yasal düzenlemelere uyularak yürütülmesi ve sonuçlandırılması koşulu ile gerçekleştirilmesinde etik sakınca bulunmadığına ve Etik Kurul kararının başvuru sahibine iletilmesine toplantıya katılan Etik Kurul Üyeleri'nin oy birliği ile karar verilmiştir.

(İmza)

Prof. Dr. Haydar BAĞIŞ
Başkan

(İmza)

Prof. Dr. Gülnur TARHAN
Üye

(İmza)

Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin KAFADAR
Üye

Katılmadı

(İmza)

Dr. Öğr. Üyesi Serdar OLT
Üye

(İmza)

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet BÜLBÜL
Üye

Katılmadı

(İmza)

Doç. Dr. Ali ŞİMŞEK
Üye

(İmza)

Doç. Dr. Fatih ÜÇKARDEŞ
Üye

(İmza)

Doç. Dr. Mehmet TEKİN
Üye

(İmza)

Dr. Öğr. Üyesi Ali PARLAR
Üye

Katılmadı

(İmza)

Dr. Öğr. Üyesi Muhittin ÖNDERCI
Üye

(İmza)

Doç. Dr. Mahmut KOPARAL
Üye

ASLI GİBİDİR

Prof. Dr. Haydar BAĞIŞ
Başkan