



**T.C.
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**MANDİBULAR ARK DİSTALİZASYONUNDA
KULLANILAN ORTODONTİK MİNİVİDA VE RAMAL
PLAK ANKRAJININ DENTAL ETKİLERİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. İsmail Arda Alanlı

UZMANLIK TEZİ

ANKARA, 2018



**T.C.
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**MANDİBULAR ARK DİSTALİZASYONUNDA
KULLANILAN ORTODONTİK MİNİVİDA VE RAMAL
PLAK ANKRAJININ DENTAL ETKİLERİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ
UZMANLIK TEZİ**

Dt. İsmail Arda Alanlı

**TEZ DANIŞMANI
Prof.Dr. Ayça ARMAN ÖZÇIRPICI**

ANKARA, 2018



ONAY SAYFASI





17 Ağustos 1999'da kaybettiğimiz binlerce çocuğa adanmıştır.

ÖZET

ALANLI, A. Mandibular Ark Distalizasyonunda Kullanılan Ortodontik Minivida ve Ramal Plak Ankrajının Dental Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018

Çalışmamızın amacı Sınıf III malokluzyona sahip bireylerde iki farklı geçici ankraj ünitesinden destek alan total mandibular ark distalizasyonu tekniğini sonlu elemanlar yöntemi ile karşılaştırarak mandibular dentisyona etkilerini öngörmektir. Bunun için bilgisayarlı tomografilerden ve 3D Doctors programından yararlanılarak iki farklı mandibular model elde edilmiştir. Bu dişli modellere braketler, ark teli, minivida ve miniplak 3 boyutlu tarayıcılar ile taranıp modellentikten sonra yazarların çalışmalarında uygun gördüğü anatomik bölgelere yerleştirilmiştir. Birinci modelde mandibular arka distalizasyon amaçlı kuvvet Kook ve ark. yaptığı çalışmada olduğu gibi miniplaktan 300gr olacak şekilde ayarlanmış, ikinci modelde ise bu kuvvet Chang ve ark. yaptığı çalışmada belirttiği üzere minividadan 200gr olarak tutulmuştur. Farklı şiddette ve vektörde kuvvetlere maruz kalan mandibular dentisyondaki değişimler x, y ve z akslarında incelenmiştir.

Sonuçlara baktığımızda miniplak ve minivida grubunda dişlerin x aksında pozitif yönde hareket ettiklerini, bu hareketin minivida grubunda anterior ve posterior diş gruplarında daha belirgin olduğu görülmektedir. Kuvvet vektörünün en fazla olduğu y aksında miniplak ve minivida grubunda anterior ve posterior dişlerin distal yönde tipping'e uğradıklarını bu devrilmenin miniplak grubunda daha fazla olduğu bulunmuştur. Z aksındaki değişimler yorumlandığında ise her iki mandibular arkın anterior rotasyona uğradığı, miniplak grubunda anterior ve premolar dişlerin ekstrüzyonuna posterior

dişlerin intrüzyonunun eşlik ettiği, minivida grubunda ise genel bir intrüzyonun görüldüğü bu intrüzyonun posterior dişlerde anterior dişlere oranla daha az olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Sınıf III, mandibular ark, distalizasyon, sonlu elemanlar analizi, ortodonti



ABSTRACT

ALANLI A. Evaluation Dental Effects of Orthodontic Miniscrew and Ramal Miniplate Anchorage Used in Mandibular Arch Distalization by Finite Element Analysis. Başkent University Faculty of Dentistry, Department of Orthodontics, Speciality Thesis, Ankara, 2018

The purpose of our study is to predict the effects of mandibular dentition by comparing the total mandibular arch distalization technique with two different temporary anchorage devices in the patients with class III malocclusion. Two different mandibular model was obtained from BT and formed with 3D Doctors computer program. Brackets, arch wires, miniscrew and miniplates were scanned with 3D scanners and attached to the models as described. In the first model mandibular arch distalization force was applied 300gr from ramal miniplates as Kook et al did in their study, in the second model distalization force was applied 200gr from miniscrew as Chang et al described in their study. Changes in mandibular dentition exposed to forces in different vigor and vector were investigated on x, y and z axes.

When we look at the results, it is seen that the teeth move in a positive direction in the x-axis of the miniplate and miniscrew group, which is more evident in the anterior and posterior teeth groups in the miniscrew group. In the y axis where the force vector is highest, tipping of the whole arch is greater in the miniplate model than the miniscrew model. In the z axis it is observed that both miniplate and the miniscrew models showed anterior rotation. Anterior and premolar teeth were extruded but molar teeth intruded in the miniplate model. In the miniscrew group there was a general intrusion which was greater in the posterior teeth than the anterior teeth.

Key Words: Class III, mandibular arch, distalization, finite element analysis, orthodontics



İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	iv
ÖZET	vi
ABSTRACT.....	viii
İÇİNDEKİLER	x
RESİMLER	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Sınıf III Maloklüzyonlar	3
2.2 Sınıf III Maloklüzyonların Epidemiyolojisi	5
2.3 Sınıf III Maloklüzyonların Etyolojisi	5
2.4 Tedavi Alternatifleri	6
2.4.1 Ortopedik Tedaviler	7
2.4.2 Ortognatik Cerrahi.....	9
2.4.3 Ortodontik Kamufraj	10
2.5 Mini Vidalar	15
2.6 Mini Plaklar.....	18
2.7 Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ve Uygulanışı.....	20
2.7.1 Ortodontide Yapılmış Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Çalışmalar	27
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1 Modelleme için Kullanılan Araçlar ve Yöntem	31
3.2 Çalışmada Kullanılan Setler ve Setlerde Kullanılan Malzemelerin Elastisite Modülleri ve Poission Oranları.....	33
3.3 Kranial Yapıların Modellemesi	33
3.4 Minivida ve miniplakların modellemesi	37
3.5 Sınır koşullarının belirlenmesi	43
3.6 Kuvvetin Uygulanması.....	45
4.BULGULAR.....	47

4.1 Mini plak grubu x aksı (Transversal Düzlem)	48
4.2 Mini vida grubu x aksı (Transversal Düzlem)	49
4.3 Mini Plak Grubu y aksı (Sagital Düzlem)	49
4.4 Mini Vida grubu y aksı (Sagital Düzlem)	50
4.5 Mini Plak grubu z aksı (Frontal Düzlem).....	51
4.6 Mini vida grubu z aksı (Frontal Düzlem)	51
5.TARTIŞMA	53
5.1 Amacın ve Tekniğin Tartışılması	53
5.2 Sonlu Elemanlar Analizi Metodunun Tartışılması	57
5.3 Bulguların tartışılması.....	59
5.3.1 X aksındaki anlık dental yer değişimi	59
5.3.2 Y aksındaki anlık dental yer değişimi	60
5.3.3 Z aksındaki anlık dental yer değişimi	63
6.SONUÇLAR	65
7.REFERANSLAR.....	66

RESİMLER

Resim 1: Farklı nodlu elemanlara ait görüntüler	23
Resim 2: Activity 880 Optik Tarayıcı.....	32
Resim 3: 3D – Doctor yazılımına ait görüntü.....	33
Resim 4: 3D – Doctor yazılımında segmentasyon işlemine ait görüntü.....	34
Resim 5: Doctors programında sınır koşullarının belirlenmesine ait görüntü.....	35
Resim 6: Dişli çalışma modeli	36
Resim 7: Braketli çalışma modeli	36
Resim 8: MBS minividaaya ait görüntü	38
Resim 9: Minivida modeline ait görüntü	38
Resim 10: Ramal miniplak modeline ait görüntü	39
Resim 11: Ramal miniplak ve anatomik yerleşim alanına ait görüntü	39
Resim 12: Çalışma modeline mini vidanın uygulanmasına ait frontal görüntü	40
Resim 13: Çalışma modeline miniplakların uygulanmasına ait frontal görüntü	40
Resim 14: MBS minivida ise distalizasyon uygulanmasına ait görüntü.....	41
Resim 15: Minivida çalışma modeli lateral görünüm.....	41
Resim 16: Ramal miniplak ile distalizasyon uygulanmasına ait görüntü.....	42
Resim 17: Miniplak çalışma modeli lateral görünüm.....	42
Resim 18: Sınır koşullarının belirlenmesine ait lateral görüntü	44
Resim 19: Sınır koşullarının belirlenmesine ait frontral görüntü	44
Resim 20: Mini vida ile kuvvetin modele uygulanmasına ait görüntü	45
Resim 21: Miniplak ile kuvvetin modele uygulanmasına ait görüntü	46
Resim 22: 3 boyutlu sonlu eleman analizinin aşamaları.....	46
Resim 23: Pozitif ve negatif deplasman değerlerinin aks yönlerini gösteren şema.....	47
Resim 24: Mini plak grubu x aksı sonuçları	48
Resim 25: Minivida grubu x aksı sonuçları	49
Resim 26: Mini plak grubu y aksı sonuçları	49
Resim 27: Minivida grubu y aksı sonuçları	50

Resim 28: Miniplak grubu z aksı sonuçları	51
Resim 29: Minivida grubu z aksı sonuçları	51



1. GİRİŞ

Sınıf III maloklüzyonların tedavisi ortodontide her zaman zorlanılan bir konu olmuştur. Büyüme gelişim dönemi içindeki Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde, ortopedik yüz maskesi, çenelik ya da fonksiyonel yöntemler tercih edilirken büyüme ve gelişimi büyük ölçüde tamamlanmış hastalarda ise ortognatik cerrahi veya diş çekimi yapılarak/yapılmaksızın kamuflaj tedavisi farklı tedavi alternatifleri arasında yer almaktadır(1-5).

Geçici ankraj üniteleri ortodontide kemik içi yerleşimi olup mutlak ankraj sağlayan birimlerdir. Klinik kullanımı olan iki türü minividalar ve miniplaklardır. Minividalar 1,2 ila 2,2 mm çapında ve 5 ila 15 mm uzunluğunda transmukozal olarak yerleştirilen titanyum alaşımından veya paslanmaz çelikten yapılmışlardır. Miniplaklar da titanyum alaşımlarından yapılan, iki veya daha fazla minivida ile kemiğe fikse edilen stabil ankraj üniteleridir. Uygulanacak anatomik bölgeye ve yapılacak tedaviye göre 2-3 delikli; I, T, L ve Y şekilli miniplaklar seçilebilir(6).

Miniplak ve minividaların popülerleşip kullanımlarının artması ile ortognatik cerrahi geçirmek istemeyen, kabul edilebilir bir profile ve şiddetli olmayan Sınıf III maloklüzyona sahip yetişkin hastalarda çekimsiz kompanzasyon tedavisi olarak mandibular ark distalizasyonun uygulanabileceği daha önce vaka raporları ve makalelerde bildirilmiştir(7-14).

Chang ve ark.(8) 2015 yılında yeni bir teknik tanıtmışlardır. Tüm mandibular arkı distalize etmek amacıyla Sınıf III maloklüzyona sahip hastalarının mandibular bukkal shelf bölgesine paslanmaz çelik minividalar yerleştirmişlerdir. Bu minividalardan mandibular kanin dişlerin hook'larına elastomerik chain'ler yardımıyla ortalama tek taraflı 200cN(203gr) kuvvet distalizasyon için uygulanmıştır. Çalışma 0.22 inch slota sahip braketlerde ve 0.19 x 0.25 inch paslanmaz çelik ark telinde gerçekleştirilmiştir.

Araştırmacılar bukkal shelf vidaların başarı yüzdesini %93 olarak bildirmişler ve Sınıf III malokluzyona sahip hastalarda total mandibular ark distalizasyonu için başarılı bir ekstraalveolar geçici ankraj ünitesi kaynağı olduğunu belirtmişlerdir.

Kook ve ark.(14) ise 2016 yılında total mandibular ark distalizasyonu için minividaların mandibulada kayıp yüzdelerinin fazla olması, tüm mandibular dentisyonun distalizasyonu için uygulanması gereken kuvveti tek bir minividanın taşıyamayabileceği, geliştirdikleri teknikte kullanılan miniplağın anatomik yerleşim yeri avantajı ile fonksiyonel okluzal düzleme daha paralel bir distalizasyon kuvveti uygulayacağı ve son olarak yanakları, hareketli mukozayı daha az irrite edeceği iddiaları ile mandibular retromolar bölgede, ramusun anterior sınırının medialine ramal miniplakları yerleştirmişlerdir. Distalizasyon için tek taraflı 300gr kuvvet bu sefer kanin dişin mezialine eklenen bir power hook'a yine elastomerik chain'ler yardımı ile uygulanmıştır. Yazarlar ramal miniplaklar yardımı ile Sınıf III malokluzyona sahip iki yetişkin bireye total mandibular ark distalizasyonu uygulamışlar ve hastaları başarılı bir şekilde Sınıf I molar ilişkiye getirip optimum overjet ve overbite ilişkisi sağladıklarını raporlamışlardır. Aynı araştırmacılar daha sonra 22 hastayı içeren ve tekniğın dental etkilerinin sefalometrik ölçümler ve 3 boyutlu modeller üzerinde gösterildiği bir makale yayınlamışlardır(15).

Son dönemde geçici ankraj ünitelerinin popülerlik kazanmasıyla Sınıf III malokluzyona sahip hastalarda tedavi alternatifi olarak güncel bir tedavi yöntemi olarak sunulan ramal miniplaklar ve bukkal shelf'e yerleştirilen minividalar ile tüm mandibular dentisyon distalizasyonunu 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile inceleyerek, okluzyona olan etkilerini bildirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Sınıf III Maloklüzyonlar

Sınıf III anomaliler gerek teşhis gerekse tedavi planlaması açısından zor ve karmaşık ortodontik bozukluklardır. Fasiyal iskelet yapısı, dentoalveolar ve iskelet yapılarıdaki gelişimsel farklılıklar, baş-boyun anomalileri gibi birçok neden sınıf III olguların oluşumuna sebep olmaktadır (16).

Sınıf III maloklüzyon bireylerde estetik ve fonksiyon açısından yetersizliğe yol açan, hasta ve ebeveynler tarafından kolaylıkla fark edilebilen maksillofasiyal deformitelere dendir. Sınıf III maloklüzyonların protrüziv mandibula, retrüziv maksilla, protrüziv mandibuler dentisyon, retrüziv maksiller dentisyon ve bunların kombinasyonunu içeren çeşitli iskeletsel ve dental komponentleri bulunmaktadır (16).

Ellis ve McNamara (17), 302 sınıf III maloklüzyonlu yetişkin bireyde maksiller retrüzyon oranını %19.5, mandibular protrüzyon oranını %19.1 ve maksiller retrüzyonla beraber mandibular protrüzyon oranını %30 olarak belirtmiştir.

Guyer ve ark. (18), yaşları 5–15 yıl arasında olan 144 sınıf III bireyin üzerinde yaptıkları bir çalışmada, bireylerin %25'inde maksiller retrüzyon, %18.7'sinde mandibular protrüzyon ve %22.2'sinde ise maksiller retrüzyon ve mandibular protrüzyonun birlikte bulunduğunu belirtmişlerdir.

Bu çalışmaların aksine Sınıf III maloklüzyonun büyük oranda mandibular protrüzyondan kaynaklandığını belirten çalışmalar da bulunmaktadır (19).

Sınıf III iskeletsel ve dişsel ilişkilerin, Sınıf I normlar ile karşılaştırıldığı çalışmalarda genel belirleyici özellikler saptanmıştır. Bu özelliklerin birçoğunun Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerde erken yaşlardan itibaren bulunduğu ve yaşla birlikte artış gösterdiği belirtilmiştir (17).

Sınıf III vakalarda;

- SNA açısı maksiller retrüzyona bağlı olarak azalmıştır.
- Efektif maksiller uzunluk (Co-A) normalden daha kısadır.
- SNB açısı mandibular protrüzyona bağlı olarak artış göstermiştir.
- Efektif mandibular uzunluk (Co-Gn) normalden daha fazladır.
- Posterior kraniyal kaide (S-Ba) uzunluğu normal bireylere göre anlamlı derecede uzundur.
- ANB açısı negatif değerdedir.
- Mandibular düzlem açısı normalden daha diktir.
- Gonial açı normal büyüme paterni gösteren bireylere göre daha geniş ve anteriorda konumlanmıştır.
- Alt ön yüz yüksekliği artmıştır
- Maksiller keserler anlamlı derecede protrüziv, mandibular keserler anlamlı derecede retrüzivdir (6)

Jacobson ve ark. (19) , sınıf III maloklüzyonda ‘diverjan ve konverjan’ olmak üzere iki çeşit yüz yapısını tanımlamışlardır. Diverjan yüz tipinde; oklüzal, palatal ve mandibular düzlemler daha diverjan ve gonial açı artmış olduğundan bazı vakalarda ön açık kapanış görülebilmektedir. Konverjan yüz tipinde ise; bu düzlemler paralele yakın ve gonial açı azalmış olduğundan derin ön kapanışın görülebileceği belirtilmiştir.

Klinik olarak Sınıf III bireylerde konkav yüz profili, retrüziv konumlanmış nazomaksiller yapılar ve yüzün alt bölgesinde belirginlik dikkat çekmektedir. Alt dudak sıklıkla üst dudağa göre daha protrüzivdir. Üst diş kavsi genellikle alt diş kavsinde daha dardır, overjet ve overbite miktarları azalmış veya negatiftir (19).

Son yıllarda popülerite kazanan iskeletsel ankraj üniteleriyle mandibular dişlerin distalizasyonunun gösterildiği bir çok vaka raporu yayınlanmıştır (7,8,12–14,20,21).

2.2 Sınıf III Maloklüzyonların Epidemiyolojisi

Sınıf III maloklüzyonun genel popülasyonda görülme oranı oldukça düşüktür. Bu durumun, birçok araştırmacı tarafından değişik ırk ve etnik gruplarda artış gösterdiği belirtilmiştir (22–25).

Yapılan çalışmalar Sınıf III maloklüzyonun beyaz ırkta görülme sıklığının %1-5 arasında olduğunu göstermektedir (22). Diğer etnik kimlikler üzerinde yürütülen çalışmalarda ise Sınıf III maloklüzyona Çin ve Japon popülasyonunda %14 , Asyalılar'da %9-19 , Latin popülasyonunda %5 , Mısırlılar'da %10.6 , Araplar'da %9.4 ve Koreliler'de %16 oranında rastlandığı belirtilmiştir (22,26–30).

Sınıf III anomalilerin Türk toplumunda görülme sıklığına ilişkin son yıllarda yapılan çalışmalara bakıldığında Sayın ve Türkkahraman (31), ortodonti kliniğine başvuran yaşları 10-16 arasında değişen 1356 birey üzerinde yaptıkları çalışmada, bireylerin %12'sinde; Çelikoğlu ve ark. (32), 1507 ortodonti hastası üzerinde yaptıkları çalışmada bireylerin %16.7' inde Sınıf III maloklüzyonun görüldüğünü tespit etmişlerdir. Sarı ve arkadaşlarının Konya yöresinde 6–19 yaşları arasındaki 965 birey üzerinde yapılan alan taramasında ise popülasyonun %3.5' inin Sınıf III maloklüzyona sahip oldukları bildirilmiştir. Sayın ve Türkkahraman ile Çelikoğlu ve arkadaşlarının çalışmalarında örnekleme ortodontik tedavi ihtiyacı olan bireylerin oluşturması nedeniyle Sınıf III maloklüzyonun görülme sıklığı genel popülasyonda yapılan çalışmalara göre daha yüksek bulunmuştur (32,33).

2.3 Sınıf III Maloklüzyonların Etyolojisi

Sınıf III maloklüzyonun etiyolojisi multifaktoriyel olmakla birlikte kalıtımın en büyük etken olduğu bilinmektedir. Kalıtım ve çevresel faktörler arasında karmaşık bir etkileşim bir arada görülebileceği gibi, tek başına ayrı ayrı da etken faktör olarak görülebilmektedir. Sınıf III maloklüzyonun genetik komponentinin kesinliği, araştırmacıları uzun yıllardır özellikle mandibular prognatizm üzerine araştırma yapmaya itmiştir. Kalıtsal

mandibular prognati olgularına en iyi örnek 1377-1700 yılları arasında dokuz jenerasyon boyunca 44 bireyde sınıf III maloklüzyonun görüldüğü Habsburg Hanedanlığı'dır (34–36).

Sınıf III maloklüzyonların oluşumunda kalıtımın dışında etki eden diğer faktörler;

-Burunda tıkanıklık, sinüzit, septum deviasyonu, hipertrofik tonsiller gibi nedenler yüzünden solunum yollarındaki güçlük nedeniyle dilin aşağıda ve ileride konumlanması ve buna bağlı olarak mandibulanın önde konumlanması,

-Dudak-damak yarıkları gibi konjenital anatomik defektler,

-Kafa ve yüz kemiklerinin gelişimini etkileyerek bu kemiklerin boyutlarında değişime neden olan patolojik nedenler ve sendromlar (Akondroplazi, Crouzon veya Apert sendromu, Akromegali, Binder sendromu),

-Yumuşak dokuların etkisi: Normalden güçlü üst dudak aktivitesinin maksiller keserler ve alveolar süreçlere baskı yaparak maksillanın antero-posterior gelişimini etkilemesi,

-Dilin pozisyonu (protrakte dil postürü) veya büyüklüğü (makroglossi),

-Erken temaslar nedeniyle alt çenenin zorunlu olarak önde konumlanması,

-Taklitçilik, herhangi bir nedenle çocuğun alt çenesini önde konumlandırma alışkanlığına sahip olması,

-Üst çenede diş eksikliği ve gömülü dişler şeklinde sıralanabilir (6,16)

2.4 Tedavi Alternatifleri

Sınıf III maloklüzyonların tedavileri maloklüzyonun kaynaklandığı çeneye, etiyojisine, maloklüzyonun şiddetine ve bireyin içinde bulunduğu büyüme gelişim dönemine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Bu maloklüzyonların tedavisi, hastanın büyüme dönemi,

maloklüzyonun şiddeti, maloklüzyonu oluşturan komponentler ve hastanın beklentileri gibi çeşitli durumlara bakılarak planlanmaktadır.

Büyüme ve gelişimi devam eden bireylerde fonksiyonel apareyler, Sınıf III intermaksiller elastiklerle desteklenen apareyler gibi ağız içi uygulamalar, çenelik, mandibulaya uygulanan traksiyon apareyleri, ortopedik yüz maskesi, modifiye protraksiyon headgear gibi ağız dışı uygulamalar kullanılmaktadır (3,17,37-42).

Buna göre tedavi seçenekleri; ortopedik tedaviler, ortognatik cerrahi ve ortodontik kamufraj olmak üzere üç ana başlıkta incelenebilir.

2.4.1 Ortopedik Tedaviler

İskeletsel maloklüzyonların tedavisinde uzun yıllardır kullanılan ekstraoral kuvvetler Sınıf II maloklüzyonlarda olduğu gibi Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde de kullanılmaktadır (43,44).

Çenelik, mandibulanın büyümesinin sınırlandırılması için kullanılan apareylerden biridir. Literatürde mandibular prognatinin tedavisinde kullanılan ilk apareyler günümüzde kullanılan apareylere benzer şekilde çene ucuna inferior ve posterior kuvvet uygulayacak şekilde tasarlanmışlardı. Çenelik tasarımlarının ortopedik tedavinin ilk yıllarında başarısız olmasını ise Graber (45), yetersiz kuvvet üretimi ve tedavi zamanlamasının henüz yeterince bilinmemesine bağlı olarak büyümenin geç dönemde başlaması ile sadece mandibulanın rotasyona zorlanması şeklinde yorumlamaktadır (45).

Graber (45,46), mandibular prognatiye bağlı Sınıf III maloklüzyona sahip yaşları 5 ile 8 arasında değişen 30 çocuk hastanın üzerinde çalışmıştır. Hastalara başlangıçta çenelik ile 150-300 gr.'lık kuvvet yüklemesi yapılırken tedavinin ilerleyen safhalarında tek taraflı en az 450 gr.'lık kuvvet uygulanmış ve maksillomandibular ilişkinin düzelmesinin ardından aparey en az 3 yıl retainer olarak kullanılmaya devam etmiştir. Tedavi sonunda ise yapılan incelemelerde maksillanın normal büyümeye yakın büyüme sergilediği, mandibulanın

posterior rotasyon yaparak büyümesinin devam ettiği fakat kontrol grubu ile kıyasla büyümenin daha az oranlarda gerçekleştiğini söylemiştir.

Yüz maskesi, maksillanın etrafındaki sirkummaksiller sütün sistemini stimule ederek burada membran içi kemikleşme yaratmakta ve sonuçta maksillanın öne doğru olan büyümesi ile maloklüzyon tedavi edilmektedir (47).

Nanda (48), 1980 yılında yaptığı çalışmada yaşları 9 ile 13 arasında değişen maksiller retrüzyona sahip hastaların tedavisinde modifiye maksiller protraktör kullanmıştır. Modifiye maksiller protraktör, çene ucundan destek alan bir parça ile ağız içi ankraj ünitesine sahip bir apareydir ve ağız içindeki üniteden ekstraoral üniteye elastikler asılarak maksillaya 500-750 gr'lık kuvvetler günlük 20-22 saat anteriora doğru yönlenecek şekilde uygulanmıştır. Ortalama 4-8 aylık bir tedavinin ardından maksillada 1-3 mm'lik anterior hareket gözlemlenmiş, mandibulada B noktasında relokasyon meydana gelerek Sınıf III maloklüzyonda iyileşme kaydedilmiştir. İskeletsel etkilerin yanında maksiller keserler labiale doğru eğimlenmiş, mandibular keserler ise linguale doğru devrilmiştir.

Yüz maskesinin uzun yıllarıdır elde edilen sonuçları doğrultusunda bazı problemler ortaya çıkmıştır. Bunlardan birincisi, yüz maskesi kullanımı ile maksiller dentisyonun mezialize olup ankraj kaybedilmesi ve buna bağlı olarak ortopedik etkinin azalmasıdır. Aynı zamanda mandibuladan destek alınıp uygulanan yüz maskesi tiplerinde mandibula posterior rotasyon yapmakta, büyüme yönü değişmekte ve yüz yüksekliğinde vertikal olarak artış meydana gelmektedir. Bazı hasta gruplarında bu tarz yan etkilerin eliminasyonu için iskeletsel ankraj üzerinden kuvvetin uygulanması gündeme gelmiştir (49,50).

De Clerck ve ark. (51), daha önce yapılan iskeletsel ankrajla maksiller protraksiyon çalışmalarından farklı olarak hem maksillaya hem de mandibular syphysis bölgesine miniplak yerleştirerek kuvveti ekstraoral bir aparey olmadan direkt olarak iskeletsel ünitelerden uygulamışlardır. Vaka raporunda 3 hasta üzerindeki gözlemler aktarılmıştır ve yazarlar bu yöntemin maksiller retrognatide faydalı bir yaklaşım olduğunu bildirmiştir.

Cha ve ark. (52), 8 yaşında maksiller retrüzyona bağlı Sınıf III maloklüzyona sahip hastanın tedavisini anlattıkları vaka raporunda, maksiller zygomatik bölgeye modifiye cerrahi plakları bilateral olarak yerleştirmiş ve bunların üzerinden maksillaya 300 gramlık protraksiyon kuvvetini yüz maskesi ile günde 12-14 saat uygulamışlardır. Tedavi ortalama olarak 14 ay devam etmiştir. Tedavi sonunda yapılan analizde molar ilişkisinin Sınıf II olduğu ve maksillanın 8.1mm anteriora doğru hareket ettiğini bildirmişlerdir.

Şar ve ark. (53) , 45 hasta üzerinde yaptıkları araştırmada iskeletsel ankraj ile maksiller protraksiyon sonrası oluşan dental, iskeletsel ve yumuşak doku değişikliklerini incelemişlerdir. Hastalar, vertikal olarak normal oranlara ve maksiller retrüzyona bağlı Sınıf III maloklüzyon ile beraber anterior çapraz kapanışa sahiptirler. Üç farklı gruba ayrılan hastalardan birinci grup iskeletsel ankraj ve yüz maskesi ile, ikinci grup konvansiyonel yüz maskesi ile tedavi edilirken, üçüncü grup ise kontrol grubu olarak incelenmiştir. Sonuçlar analiz edildiğinde, iskeletsel ankraj grubunun tedavisinin ortalama 6.78 ay, konvansiyonel yüz maskesi grubunun ise ortalama 9.45 ay sürdüğü görülmüştür. İskeletsel ankraj ile maksiller protraksiyon uygulanan hastalarda maksiller kompleks ortalama 2.3mm anteriora hareket ederken konvansiyonel yüz maskesi grubunda 1.83mm'lik anterior hareket gerçekleşmiştir. İki grubun birbirinden temel farkı ise iskeletsel ankraj grubunda maksiller protraksiyon sırasında konvansiyonel yüz maskesi grubuna göre vertikal yönde minimal rotasyonel değişikliklerin izlenmesidir. Kontrol grubunda ise Sınıf III maloklüzyonda herhangi bir iyileşme meydana gelmemiştir.

2.4.2 Ortognatik Cerrahi

Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde bir diğer alternatif ise ortognatik cerrahidir. Ortognatik cerrahi ilk zamanlarda daha çok mandibulaya yönelik bir prosedürken ortognatik alanında yapılan çalışmalarla uygulama alanı daha da genişlemiştir (54).

1849'da Hullihen'in korpus üzerinde mandibuladaki defekti onarmak için yaptığı çalışma ile prognatik mandibulaya sahip hasta tedavi edilmiştir. Obwegeser, ortognatik cerrahide sagittal split osteotomisi yöntemini tanıtmış ve günümüzde de en çok kullanılan ortognatik

cerrahi girişimlerinden birisi 1957'den itibaren popüler olmuştur (55–57).

Bell, ortognatik cerrahi alanında yapılan daha önceki çalışmaları da sentezleyerek iskeletsel maloklüzyonun sadece estetik olarak değil fonksiyonel olarak da düzeltilmesinde literatüre yeni bir bakış açısı kazandırmıştır (54).

Şiddetli sınıf III maloklüzyonsa sahip olan ya da büyüme ve gelişimini tamamladığı için ortopedik tedavi endikasyonu olmayan hastaların tedavisinde ortognatik cerrahi tercih edilmektedir (6,16).

Maksiller retrognatiye sahip hastaların ideal fasiyal estetik ile mevcut dental bozukluklarının tedavisinde genellikle LeFort I osteotomisi ile maksiller ilerletme cerrahisi uygulanmaktadır (58).

Uygulanacak cerrahi prosedüründen önce genellikle ortodontik tedavi dental kompanzasyonları çözmek, spee eğrisini düzleştirmek, dişleri ideal konumuna almak, keserlerin inklinasyonlarını düzeltmek ve arkları ortognatik cerrahiye hazırlamak için uygulanmaktadır (59).

2.4.3 Ortodontik Kamuflaj

Maksillo-mandibular uyumsuzluğa bağlı Sınıf III maloklüzyona sahip hastaların tedavi alternatiflerinden birisi de kamuflaj tedavisidir. Kamuflaj tedavisi, genellikle ortognatik cerrahi alternatifini kabul etmeyen, ortognatik cerrahi endikasyonu olup medikal nedenlerden ötürü cerrahi uygulanamayan ya da iskeletsel maloklüzyonun fasiyal yapılarda minimal ekspresyon gösterdiği hastalarda dentoalveoler kompanzasyon amacıyla gerçekleştirilir.

Kamuflaj tedavisinde, dişler çene kavsi üzerinde altta yatan iskeletsel bozukluğu dengelemek için hareket ettirilirler. Dentoalveoler kompanzasyon ile iskeletsel uyumsuzluk herhangi bir iyileşme göstermese de dental estetik iyileşebilir, hasta beklentilerine cevap verilebilir ya da fasiyel estetik ortognatik cerrahi kadar ideal olmasa

da daha iyi bir konuma getirilebilir.

Sınıf III iskeletsel bozukluğa sahip hastaların kamuflajında alternatifler; diş çekimi uygulanmadan yapılan kamuflaj tedavisi, mandibular birinci veya ikinci premolar çekimi yapılarak uygulanan kamuflaj tedavisi, mandibular birinci veya ikinci premolar çekimi ile maksiller birinci ya da ikinci premolar dişlerin çekimi yapılarak uygulanan kamuflaj tedavisi, mandibular kesici diş/dişlerin çekimi yapılarak uygulanan kamuflaj tedavisi ve mandibular ark distalizasyonu yapılan kamuflaj tedavisi olmak üzere sıralanabilir (6,16,60).

Burns ve ark. (61) , Sınıf III maloklüzyona sahip 30 hastayı kamuflaj tedavisi ile tedavi etmişlerdir. Tedavi sonucunda hastaların fasiyal estetiğinin iyileştiğini, dudakların konumunun tedavi sonrasında daha iyi bir hal aldığı ve oklüzyonun sağlandığını rapor etmişlerdir. Tedavi edilen ve tedavi edilmeyen hasta gruplarının periodontal desteği karşılaştırıldığında diş eti çekilmesi ya da alveoler kemik kaybı açısından aralarında belirgin bir fark olmadığını ileri sürmüşlerdir. Yazarlar, başarılı kamuflaj tedavisi için Wits değerinin önemini vurgulamışlardır ve Wits değeri 5mm ve altında kalan hastaların kamuflaj tedavisi için daha uygun olduğunu söylemişlerdir.

Asensi (62), ortodontik kamuflajın dikkatle planlanmasını ve tedavi için seçilen hastalara belli limitler dahilinde yaklaşılması gerektiğini söylemiştir. Bu limitleri ise; iskeletsel maloklüzyonun şiddeti, oklüzal uyumsuzluğun boyutları, periodontal dokuların mevcut durumu, fasiyal estetik ve hastanın beklentisi olmak üzere beş ana başlıkta sıralamıştır.

Janson ve ark. (63) ful kasp Sınıf III maloklüzyona sahip bir hastayı kompanzasyonun etkilerinden korunmak için bukkal kron torkuna sahip mandibular keser braketleri ve lingual kron torkuna sahip maksiller keser braketleri kullanarak, maksiller kesicilerin palatinalinden mandibular kesicilerin bukkaline intermaksiller elastik kullanarak tedavi etmeyi başarmışlardır.

Chen ve ark. (10) Sınıf III maloklüzyona sahip 16 yaşındaki bir hastada, hastanın mandibular ikinci molarlarının çekimini takiben mandibular bukkal shelf bölgesine

yerleştirdikleri minividalar yardımıyla mandibular arkı distalize ederek kanin ve molar ilişkiyi Sınıf I'e getirmeyi başarmışlar, iki yıllık stabil retansiyonunu rapor etmişlerdir.

Chung ve ark. (13) 23 yaşında Sınıf III molar ilişkiye sahip yetişkin bir hastayı mandibular ikinci premolar ve birinci molar arasına yerleştirdikleri bir minividadan ankraj alarak, modifiye ettikleri bir sliding jig ve intramaksiller elastikler yardımıyla Sınıf I okluzyona getirmeyi başarmışlardır.

Oh ve ark. (64) Sınıf III ilişkiye sahip 23 adet hastayı mandibulaya yerleştirdikleri minividalar ve sliding jig ile tedavi ettiklerini belirtmişler, bu teknik ile mandibular dişlerin kamuflej tedavisi sırasında uğradığı distale devrilmeyi en aza indirdiklerini raporlamışlardır.

Neto ve ark. (20) anterior çapraz kapanışa sahip yetişkin bir bireyi mandibular birinci premolar dişlerin çekimini takiben Sınıf III intermaksiller elastiklerin de yardımıyla anterior segmenti retrakte ederek tedavi ettiklerini rapor etmişlerdir.

Hu ve ark. (11) 18 yaşında mandibular orta hat sapması ve Sınıf III paterni olan bir hastanın tedavisini oklu Edgewise multilooplar ve Sınıf III intermaksiller elastik eşliğinde, açık coillerin yardımıyla asimetrik mandibular molar distalizasyonu yaparak gerçekleştirmiş stabil bir Sınıf I okluzyon oluşturduklarını göstermişlerdir.

Jing ve ark. (12) 20 yaşındaki Sınıf III paterne ve n çapraz kapanışa sahip bir bireyi mandibular bukkal shelf bölgesine yerleştirdikleri minividalar yardımıyla en masse mandibular ark distalizasyonu yaparak tedavi ettiklerini rapor etmişlerdir. Bir yıllık retansiyonunda yaptıkları ölçümlerde mandibular molar dişlerin neredeyse paralel distalize olduklarını göstermişlerdir.

Tai ve ark. (21) 18 yaşındaki ful kasp Sınıf III ilişkiye sahip yetişkin erkek bir bireyde bukkal shelf bölgesine yerleştirdikleri minivida yardımıyla mandibular ark distalizasyonu yaparak otuz ayda dentisyonu Sınıf I okluzyona getirdiklerini belirtmişlerdir. Yapılan ölçümlerde mandibular birinci molar dişlerin kron seviyesinde 3.5mm distalize olduğu

saptanmıştır.

Park ve ark. (65) Güney Kore'de yürüttükleri bir çalışmada retromolar bölgeye yerleştirdikleri mini vidalar aracılığıyla 11 adet hastada mandibular arkı distalize etmeyi başarmışlardır. Yaptıkları ölçümlerde en çok mandibular 1.molar ve 1.premolar dişlerin distalize edildiğini, anterior dişlerde kayda değer bir distalizasyonun olmadığını söylemişlerdir.

Suh ve ark. (66) çift çene ortognatik cerrahi planladıkları dik yön boyutları artmış yetişkin bir hastada maksillaya uyguladıkları minividalar yardımıyla posterior dişlerde intrüzyon yaparak dik yön boyutlarını azaltmış ve maksiller arkı sagittal olarak öne almayı başarmışlardır. Bu prosedürlerin ardından hastaya sadece mandibular set back cerrahisi uygulanmış, çift çene ortognatik cerrahi operasyonuna gerek kalmamıştır.

Poletti ve ark. (67) Sınıf III molar ve kanin ilişkiye sahip, dik yön boyutları artmış yetişkin erkek bir bireyde mandibular 3.molar dişlerin çekimini takiben retromolar bölgeye yerleştirdikleri mini vidalar yardımıyla hastanın dental ilişkisini Sınıf I'e getirmişler, optimum overbite, overjeti sağlamışlardır.

Sugawara ve ark. (68) Sınıf III ilişkiye ve stabil olmayan okluzyona sahip 53 yaşındaki kadın bir hastanın tedavisini retro molar bölgeye yerleştirdikleri minividalar yardımı ile gerçekleştirdiklerini bildirmişlerdir. Hastanın stabil olmayan okluzyonu için ilk önce 3 ay stabilizasyon splinti kullandırmışlar daha sonra mandibular distalizasyona geçmişlerdir.

Mao ve ark. (69) ramusa yerleştirdikleri mini vidaladar ile 6 yetişkin hastanın mandibular ark distalizasyonunu içeren bir vaka serisi yayınlamışlardır. Tüm hastaları başarı ile Sınıf I ilişkiye getirmişlerdir. Tedavi sonunda yaptıkları ölçümlerde keser dişlerin kron seviyesinde ortalama 5.02 mm, kök seviyesinde ise 1.03 mm distalize olduklarını raporlamışlardır.

Agarwal ve ark. (70) iskeletsel Sınıf III özelliklere ve ön açık kapanışa sahip yetişkin bir hastayı retromolar bölgeye yerleştirdikleri minividalar yardımı ile tedavi etmeyi

başarmışlardır. Bu çalışmalarında uyguladıkları kuvvet vektörünün alt dentisyonun rotasyon merkezinden geçtiğini bunun da dik yön boyutları artmış hastalarda avantaj oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Farret ve ark. (71) 24 yaşındaki Sınıf III dental ilişkiye sahip ve ortognatik cerrahiye reddeden yetişkin bir hastada korpuse yerleştirdiklerini mini plaklar aracılığıyla mandibular ark distalizasyonu yaparak Sınıf I ilişki sağlamışlardır. 1 yıllık takip kayıtları da stabil bir okluzyonun sağlandığını göstermiştir.

Chung ve ark. (13) yayınladıkları bir vaka raporunda Sınıf III dental ilişkiye sahip 16 yaşındaki erkek bir bireyde üste çenede ikinci premolar ve birinci molar dişler arasına yerleştirdikleri bir mini vidadan alt kanin dişe Sınıf III intermaksiller elastik kullandırmışlardır. Tedavi sonunda hastada Sınıf I dental ilişkinin sağlandığını göstermişlerdir.

Sugawara ve ark. (7) 15 hastayı içeren vaka raporunda SAS olarak adlandırdıkları mandibular korpusun posterioruna yerleştirdikleri mini plaklar aracılığıyla alt arkta posterior dişleri segmental olarak distalize etmeyi başarmışlardır. Tedavi sonu yaptıkları ölçümlerde birinci molarlardaki ortalama distalizasyonun kron seviyesinde 3.2 mm, kök seviyesinde ise 1.8 mm olduğunu raporlamışlardır. Bir yıllık takip ölçümlerinde ise toplamda ortalama 0.3 mm relaps gözlemlenmişlerdir.

Chang ve ark. (8) 2015 yılında 840 hastayı içeren bir çalışma yayınlamışlardır. Bu çalışmada bukkal shelf bölgesine yerleştirilen minividalar yardımı ile Sınıf III dental ilişkiye sahip hastaları mandibular dentisyonu distalize ederek başarı ile tedavi ettiklerini bildirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan minivida interradiküler yerleşim gösteren minividalardan boyutsal ve materyal özelliği açısından farklılık göstermektedir. Yerleştirilen anatomik bölgenin sert kortikal yapısı göz önüne alınarak ve self-drilling teknikle uygulandığı için titanyum yerine paslanmaz çelikten üretilmiştir. Köklere paralel yerleşim göstermesi ve mukoza iritasyonu yaratmaması için de 2 mm x 12 mm boyutlarında dizayn edilmiştir. Bu teknik ile mandibular fonksiyonel düzlemi anterior rotasyona uğrattıklarını göstermişlerdir. Çalışmalarındaki minivida kaybını ise %7.2

olarak raporlamışlardır.

Kook ve ark. (14) 2016 yılında geliştirdikleri yeni bir tekniği yaptıkları bir yayın ile tanıtmışlardır. Bu vaka raporu, 2 adet Sınıf III paterne sahip yetişkin hastanın mandibulada daha önce uygulanmamış bir alana mini plak yerleşimi ile alt arkın distalize edilmesini anlatmaktadır. Uyguladıkları alan retromolar bölgenin yukarısında, ramusun anterior sınırının medialinde kalmaktadır. Bu tekniğin ismine “ramal miniplak ankraji” demişler ve iki yetişkin hastanın mandibular arkını başarı ile distalize etmeyi başarmışlardır. Aynı araştırmacılar daha sonra 22 hastayı içeren ve tekniğin dental etkilerinin sefalometrik ölçümler ve 3 boyutlu modeller aracılığıyla gösterildiği bir makale yayımlamışlardır (15).

2.5 Mini Vidalar

İlk olarak 1983 yılında Creekmore ve Eklund(72) tarafından ortodontide kemikten destek alınarak ankraj uygulamaları için minivida kullanımı tanıtılmıştır. Ludwig ve ark. (73) ise ortodontide kullanılan kemik ankraji çeşitlerini 5 kategoriye ayırmıştır; 1- kemik ligatürü veya ankiloze diş gibi özellikli tip ankraj, 2- geleneksel protetik implantlar, 3- ortodontik palatal implantlar, 4- minividalar ve 5- miniplaklar. Pratik uygulamada ise kemik ankraji sistemleri 1-) minividalar ve 2-) miniplaklar olmak üzere 2 grupta yoğunlaşmıştır. Minividalar 1,2 ila 2,2 mm çapında ve 5 ila 15 mm uzunluğunda transmukozal olarak yerleştirilen titanyum veya titanyum alaşımından yapılmışlardır (74). Avantajları ortodontistler tarafından kolayca yerleştirilebilmeleri ve küçük boyutta olmalarıdır (75). Dezavantajları ise kayıp oranlarının yüksek olması, yerleştirimi esnasında kırılmaları, diş köklerinin zarar görmesi riski, diş hareket yönü ile pozisyonlarının kısıtlanmalarıdır.

Güvenilir ve sabit ankraj kaynakları arayışı 1945 yılında Gainsforth ve Higley'nin vitalium alaşımından yaptıkları vidaları köpek mandibulasına yerleştirmeleriyle birlikte çözüme ulaşmış ve alveoler kemikten ankraj alınabileceği fikri ortodonti camiasında benimsenmeye başlamıştır (76,77).

Minividalar; kanin distalizasyonu, keser retraksiyonu, en-masse retraksiyon ve

distalizasyon, molar distalizasyonu ve mesializasyonu, sagittal düzensizliklerin tedavisinde intermaksiller ankraj kaynağı olarak, ekspansiyon, orta hat düzeltimi, keser ve molar intrüzyonu, oklüzal kant düzeltimi, gömülü veya devrik molarların dikleştirilmesi, gömülü kaninlerin sürdürülmesi gibi çok sayıda kullanım alanına sahiptir (78).

Minivida kullanımında klinik açıdan dikkatli olunması gereken durumlar; iyileşme ve kanama bozuklukları, bağışıklık sistemi hastalıkları ve bağışıklık sistemini baskılayıcı ilaç kullanımı, patolojik kemik kalitesi ve kemik metabolizmasını bozan ilaç kullanımı, yetersiz oral hijyen, süt ve erken karma dişlenmedeki bireyler ve günde 10 adetten fazla sigara kullanan bireylerdir (79,80).

İmplant üretiminde günümüze kadar birçok farklı materyal kullanılmıştır. Bunlar; krom-kobalt (Cr-Co) alaşımları, yüksek kaliteli paslanmaz çelik, saf titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Yapılan çalışmalar bu materyallerden Cr-Co alaşımları ve yüksek kaliteli paslanmaz çeliğin bağ dokusu oluşumunu uyararak ideal olmayan bir vida-kemik ara yüzeyi oluşturduğunu göstermiştir. Bu nedenle saf titanyum ve titanyum alaşımları günümüzde en çok tercih edilen materyallerdir. Ama paslanmaz çeliğin materyal özelliklerinin ortodontik kuvvetlerin yaratacağı stresler için daha dayanıklı olduğunu savunan çalışmacılar da bulunmaktadır (8).

Ortodontik amaçlı kullanılan minividalarda osseointegrasyon beklenen bir olgu değildir; çünkü imalat sürecinden çıkan standart bir minividanın yivleri pürüzsüzdür ve yüzey kaplaması yoktur. Ayrıca minivida yüzeyi dental implantlara göre daha küçüktür ve yüzeydeki demir ve nikel gibi metal artıkları kemikle minivida arasındaki direkt teması engeller. Bu nedenle minividalarda stabilite, vidanın yivleri ile elde edilen mekanik tutuculuktan sağlanır (81,82).

Minivida yerleştirilirken dikkat edilmesi gereken önemli hususlardan biri kortikal kemik kalınlığıdır. Bu yapı primer stabilite ve uzun vadeli başarı üzerinde etkili olduğundan vida sahasında kortikal kemik kalınlığının yeterli olduğundan emin olunmalı, yeni çekim yapılan bölgelerde kemik kalitesinin düşük olacağı unutulmamalıdır. Minivida mümkün

olduğunca yapışık diş etine yerleştirilmeli ve frenilumdan uzak olmalıdır. Bu şekilde hasta konforu sağlanırken doku büyümesi ve mikro sallanma hareketinden de sakınılmış olur. Eğer minivida hareketli mukozaya yerleştirilmek zorundaysa vida tamamen mukozayla kapatılıp sadece kuvvet uygulamasına izin veren bir uzantı mukozadan çıkarılabilir. Ayrıca kökler arası alanda yeterli yerin mevcut olup olmadığı işlem öncesinde uygun bir görüntüleme yöntemiyle teyit edilmelidir. Zira tercih edilen vida sahasında kökler birbirine çok yakınsa öncelikle köklerin dikleştirilmesi gerekecektir. Dişlerin yanı sıra diş germeleri, damar, sinir, sinüs ve burun boşluğu gibi diğer anatomik yapılara yakınlık da işlem den önce değerlendirilmiş olmalıdır. Bunun yanı sıra yaptırılacak ortodontik hareketin nihai etkisi dişlerin vidaya temasına sebep olmamalıdır. Yapılan çalışmalar minividaların ortodontik kuvvetler altında sabit kalmadıklarını ve kuvvete maruz kaldıkları süreyle orantılı olarak belli bir miktar devrilmeye uğrayarak yer değiştirdiklerini göstermiştir (82–84).

Minividalar iki temel yöntemden biri tercih edilerek yerleştirilebilir. Bunlardan birincisi kortikal kemiğin kalın olduğu veya saf titanyum minividaların doğası sebebiyle deformasyon veya kırılma riskinin söz konusu olduğu durumlarda, pilot bir yuvanın hazırlandığı self-tapping veya pre-drilling yöntemidir. Bu yöntemde ilk olarak ya yumuşak doku biyopsi punchı ile diş eti ve periost kesilerek uzaklaştırılır ya da küçük bir diş eti kesisini takiben periost kaldırılır. Araştırmacılar bu noktada flep kaldırılmasının periostun bütünlüğünü bozarak iyileşmeyi geciktirdiğini, bu nedenle punch kullanımının daha uygun olduğunu savunmaktadırlar (85).

Pre-drilling işleminin avantajları kortikal kemiğin direncini azaltması ve yerleştirme esnasından tork kontrolünün daha iyi sağlanabilmesidir. Yüksek yerleştirme torku; vida-kemik ara yüzeyinde yüksek strese bağlı lokal iskemi ve nekroza neden olarak kemikteki iyileşmeyi geciktirir. Ayrıca iyileşme esnasında vida boynunda daha az kortikal kemik oluşumuna neden olarak sekonder stabiliteyi ve sonuç olarak minividanın genel başarısını olumsuz yönde etkiler (86).

İkinci yöntem olan self-drilling yöntemi ise kortikal tabakanın daha ince olduğu

bölgelerde tercih edilir. Geometrisi ve sivri uç kısmı sebebiyle vida direkt yerleşime uygundur ve rehber yuva hazırlanmasına gerek yoktur. Yapılan çalışmalar bu yöntemle yerleştirilen minividalarda primer stabilitenin daha iyi ve vida yivleri arasındaki kemik yoğunluğunun daha fazla olduğunu göstermiştir. Ayrıca flep kaldırılmadığı için kanlanma ve iyileşme daha ideal, işlem süresi daha kısa olduğu için de hasta açısından daha az streslidir. Bunun yanı sıra bu yöntemle daha az kemik talaşı oluşur ve kemikte aşırı ısınma meydana gelmediği için termal hasara daha az rastlanır (87,88).

Her iki yöntemin de avantajlarından faydalanmak isteniyorsa sadece kortikal tabaka perfore edilerek gerçek bir pilot yuva hazırlanmadan, self-drilling minividalara da kullanılabilir.

2.6 Mini Plaklar

Mini vidaların dezavantajların giderilmesi için ilk defa 1985 yılında cerrahi osteosentez plaklarının modifiye edilmesiyle ortodontik miniplaklar kullanılmaya başlanmıştır. Ortodontik ankraj için çeşitli miniplak sistemleri üzerinde çalışılmış, 1999 yılında kritik ankraj aparatı olarak kullanılmak üzere saf titanyumdan miniplak ve fiksasyon vidalarından oluşan ilk iskeletsel ankraj sistemi tanıtılmıştır (89,90). Ortodontik miniplaklar grade 2 titanyumdan yapılmakta; baş, kol ve gövde olmak üzere 3 kısımdan oluşmaktadır. Farklı markaların farklı dizaynlarda sunduğu “baş kısmı” ağız içinde ortodontik kuvvetin uygulandığı ataçmanı oluşturmaktadır. “Kol kısmı” ağız içinde kalan “baş kısmı” ile periost altına yerleştirilen “gövde kısmını” birleştiren transmukozal konumdaki alandır. Miniplaklar kullanım amacı ve kişisel farklılıklara bağlı olarak kısa (10,5 mm), orta (13,5 mm) ve uzun (16,5 mm) olmak üzere farklı boyutlarda üretilmektedir. “Gövde kısmı” kullanılacak anatomik bölgeye ve tedavi gereksinimlerine göre seçilebilecek I, T, Y ve L şeklinde konfigürasyonlara sahiptir. Gövde kısmı el veya pens yardımıyla bükülerek yerleştirilecek anatomik bölgeye uyumlanabilmektedir. Miniplaklar 2 mm çapında, 10 ila 25 mm uzunluğunda grade 5 titanyumdan yapılmaktadır, 2 ila 3 monokortikal minivida ile kemiğe sabitlenmektedir.

Maksillada miniplak yerleşimi için uygun anatomik bölgeler zigomatik butressin alt kısmı ile maksillanın lateral nazal duvarlarıdır. Zigomatik butress bölgesi erişkinlerde yaklaşık olarak birinci büyük azı dişi hizasında iken çocuklarda daimi birinci ila ikinci büyük azı dişleri arasındadır. Bu bölgede 2 veya 3 delikli I şeklinde plaklar tercih edilebileceği gibi T ve Y şeklindeki plaklar da kullanılabilir. Zigomatik bölge genellikle maksiler dişlerin distalizasyonunda veya intrüzyonunda kullanılmaktadır.

Maksillanın lateral nazal duvarı apertura piriformisin lateralinde yer alıp maksiller lateral ile kanin dişleri arasında konumlanmıştır. Maksiller kesici dişlerin intrüzyon hareketinde veya Angle Sınıf III hastalarda ağız dışı aparey kullanımında tercih edilen bir bölgedir. Kortikal kemik yoğunluğu zigomatik butresse göre daha incedir. Bu bölgede I şekilli miniplakların kullanımı uygundur (90).

Mandibulada ise insiziv kanal dışında kalan dış kortikal kemik miniplak kullanımı için uygundur. Birinci ve ikinci büyük azı arasında kalan bölgenin kortikal eğimi fazla olduğu için plak yerleştirilmesi zordur. 2 veya 3 delikli T şeklindeki miniplaklar bu bölge için uygundur. Mandibular kanin ve birinci küçük azı diş arasında kalan bölgede de T ve L şeklindeki miniplaklar kullanılabilir. Simfizis bölgesi daha nadir kullanılan bir bölge olup genellikle I ve L şeklinde plaklar kullanılmaktadır (91).

Miniplak ankrajı kullanırken herhangi bir osteointegrasyon oluşumu beklenmeyeceği için kuvvet yumuşak doku iyileşmesini takiben 2-3 gün içerisinde uygulanabilir. Kemikte oluşan inflamasyon 2 hafta kadar sürebilmektedir, bu nedenle başlarda daha hafif kuvvetler verilmesi, 1 ay sonrasında kuvvetin tamamının uygulanması önerilmektedir (91).

Zigomatik bölgeye yerleştirilen miniplaklar ile maksiller arka dişlere, mandibular ramusa yerleştirilen miniplaklar sayesinde ise mandibuler arka dişlere intrüzyon kuvveti uygulanmaktadır. İlk olarak Umemori ve ark. ön açık kapanış hastalarında mandibuler arka grup dişlerin intrüzyonu için “L” şekilli miniplaklar kullanmış ve bu plakları “iskeletsel ankraj sistemi” (The Skeletal Anchorage System - SAS) olarak adlandırmışlardır. Sherwood ve ark. (92) , Erverdi ve ark. (93). , Seres ve ark.(94) ve

Akan ve ark.(95) ön açık kapanış tedavisinde maksiller arka grup dişlerin intrüzyonu için çeşitli şekillerde zigomatik miniplakların başarılı kullanımını bildirmişlerdir.

Miniplaklar iskeletsel ankraj apareyleri içerisinde stabilitesi en iyi apareylerdendir. Schatzle ve ark.(96) yaptıkları meta analize göre miniplaklarda ortalama % 7,3 , palatal implantlarda % 10,5 ve minividalarda ise % 16,4 kayıp oranı bildirmiştir. Eroğlu ve ark. (97) yaptığı diğer bir çalışmada 37 hastaya yerleştirilen toplam 74 zigomatik ankraj plağında % 98,6 başarı oranı bildirilmiştir.

Son yıllarda basınç dağılımını azaltmak ve plağın tutuculuğunu arttırmak amacıyla gövde kısmına dikenler yerleştirilen miniplaklar gibi çeşitli modifikasyonlar geliştirilmiştir. Klasik gövde tasarımında kuvvet direkt fiksasyon vidalarına iletilirken, modifiye tasarımda bulunan dikenlerin kuvvet dağılımı için bir bariyer görevi üstlendiği belirtilmiş, fiksasyon vidalarında daha az basınç birikimi gösterilmiştir (98).

Miniplaklar kemik ankrajı apareyleri içerisinde en stabil ankraj ünitelerinden birisidir. Ortopedik uygulamalar gibi yüksek kuvvetlerde dahi kritik ankraj sağlaması ve dişlerden uzak konumlara yerleştirilebilmeleri en önemli avantajlarıdır. Uygulama ve çıkarma esnasında cerrahi işlem içermesi ise en büyük dezavantajıdır. Uygulanacak anatomik bölgeye ve yapılacak tedaviye göre 2 veya 3 delikli ve I, T, L ve Y şekilli miniplaklar seçilebilir. Enfeksiyon riskinden korunmak için ağız hijyeninin önemi hastaya anlatılmalıdır.

2.7 Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ve Uygulanışı

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık mühendislik yapılarının test edilmesi ya da metalürji gibi bilim dallarında materyallerin gerilim ya da baskı altında stres yüklerini tahmin etmek için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (99).

Sistemin çalışma prensibi, incelenecek materyali basit yapılara indirgeyerek çözümlenmek üzerinedir. İndirgenen bu küçük birimlere eleman denilmektedir ve küçük bileşenler

arasındaki etkileşim incelenerek büyük ölçekte sorunun çözümlenmesi yapılır. Burada küçük parçalara ayrılan kısımlar bütünsel bir yapının yine de parçası olmakla beraber, amaç tahmin edilebilir sonlu kısımlar oluşturmaktır. Oluşturulan problem her bir element için çözülürse sistemin bütünü için de bir çözüm sunulmuş olur (100), (101).

Sonlu elemanlar analizinin verilerinin daha iyi okunabilmesi ve uygun çıkarımların yapılabilmesi amacıyla bazı tanımlamaların bilinmesi gereklidir.

Kuvvet, bir cismin hareketini ya da şeklini değiştiren dış etkiye denir. Hem yönü hem de büyüklüğü olan kuvvet vektörel bir niceliktir. Kuvvetin özellikleri arasında doğrultu, şiddet ve yön en önemlileridir (102).

Gerilme, cisme dışardan bir kuvvet uygulandığında cismin birim yüzeyine düşen yük miktarı olarak tanımlanabilir. Gerilme vektörü, incelenen kesit yüzeye dikey etkiyorsa normal gerilme, gerilmenin kesit düzleminde olması halinde ise kayma gerilmesi denilmektedir (102).

Stres ve gerilme temel olarak üç ana başlıkta incelenir;

Basma gerilmeleri (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayıcı kuvvetlerin etkisinde oluşur. Aynı doğrultu fakat ters yöndeki birbirine yaklaşan kuvvetler basma stresi meydana getirirler (102).

Çekme gerilmeleri (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden uzaklaştırmaya sahip kuvvetlerle oluşur. Aynı doğrultuda fakat ters yönde birbirinden uzaklaşan kuvvetler çekme stresi meydana getirir (102).

Makaslama gerilmeleri (Shear stress): Cismin moleküllerini birbirleri üzerinde kaymaya zorlayan kuvvetlerle oluşur. Paralel iki yüzey boyunca, aynı doğrultuda, zıt farklı seviyelerdeki kuvvetler makaslama stresi meydana getirir (102).

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulandığında bu kuvvetin birim maddede oluşturduğu şekil değişikliğidir. Gerinim, materyalde meydana gelen şekil değişikliğini tanımladığı için

birimi genellikle bu şekil değişikliğinin büyüklüğü ile ifade edilir, genellikle deformasyon ile orijinal büyüklük oranlanarak hesaplanır (102).

Elastik ve plastik deformasyon olmak üzere iki alt grupta incelenir;

Elastik deformasyon; cismin üzerine uygulanan kuvvet kaldırıldıktan sonra materyal orijinal şekline dönebiliyor ise bu deformasyon tipi elastik deformasyondur (102).

Plastik deformasyon; cismin üzerine uygulanan kuvvet kaldırıldıktan sonra materyal orijinal şekline dönemiyor ise bu deformasyon tipi plastik deformasyondur (102).

Elastik Sınır; materyalin plastik deformasyona uğramadan üzerine uygulanabilecek ya da absorbe edebileceği maksimum gerilme miktarıdır. Elastik limit, yük/defleksiyon oranı ile de ifade edilebilir (102).

Dayanıklılık sınırı; materyalin plastik deformasyona uğradıktan sonra zayıflayıp kırılma göstereceği maksimum gerilme miktarıdır (102).

Hooke kanunu, bir maddenin şekil değişikliğinin, şekil değişikliğine sebep olan kuvvetle doğru orantılı olduğunu açıklayan kanundur ve Hooke kanununa göre bir materyalin gerilim/gerinim oranına elastikiyet sınırı yani **young modülü** denir. Young modülünde artan değerler ile cismin elastikiyeti azalırken rijiditesi ise artar. Sert maddelerin elastik modülleri daha yüksektir. Bunun sebebi ise materyalin molekülleri arasındaki direnç ve çekim etkisidir (99–101).

Materyalin üzerine kuvvet yüklenmesi ile eninde meydana gelen birim boyut değişikliğinin, boyunda meydana gelen birim boyut değişikliğine oranına **poisson oranı** denir. Çekme kuvvetlerine maruz kalan bir cismin eni kısılırken boyu ise uzar, tam tersi basma kuvvetlerine maruz kalan cisimlerde boy kısılırken en uzar. Poisson oranı cismin kuvvet karşısında nasıl boyutsal değişikliğe uğrayacağını belirler (99–101).

Sonlu elemanlar analizinin temelinde yer alan unsur elemandır. **Eleman**, bütünsel bir

yapının içindeki temel birimdir. Farklı ihtiyaçlara göre farklı geometrilere tasarlanırlar ve seçimlerinde temel kriter bütünsel şekildir. Elemanın şeklini belirleyen ise düğüm sayısıdır. Elemanlar;

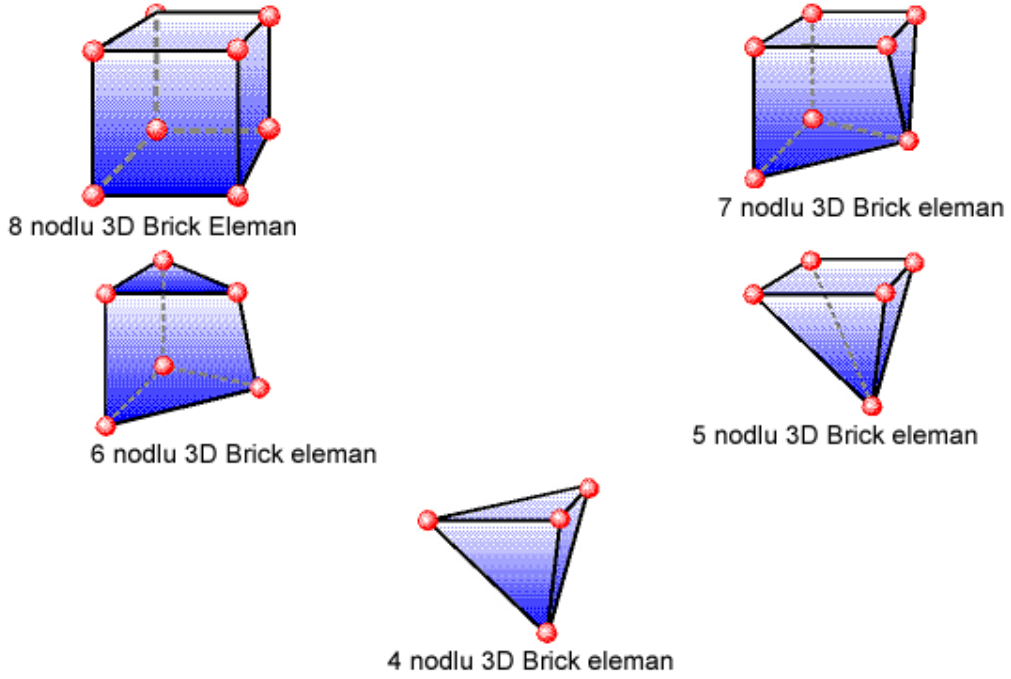
Sekiz düğümlü eleman; 8 adet düğüm (node) içeren sonlu elemana verilen isimdir.

Yedi düğümlü eleman; 7 adet düğüm (node) içeren sonlu elemana verilen isimdir.

Altı düğümlü eleman; 6 adet düğüm (node) içeren sonlu elemana verilen isimdir.

Beş düğümlü eleman; 5 adet düğüm (node) içeren sonlu elemana verilen isimdir.

Dört düğümlü eleman; 4 adet düğüm (node) içeren sonlu elemana verilen isimdir.



Resim 1: Farklı nodlu elemanlara ait görüntüler

Düğüm, bir eleman üzerindeki şekli belirleyen temel unsurlardan birisidir. Oluşturulan düğümler yardımıyla bir denklem elde edilir ve her eleman için özel bir denklem takımı oluşturulmuş olur(99–101).

Rijit eleman, sonlu elemanlar içerisinde kuvvet yüklenemeyen, gerinim ya da gerilim oluşturmayan elemanlardır. Köprü olarak kullanılır ve iki birim arasını sabitlemek için eklenirler. Düğümlerin arasında uzanırlar ve sistemde denklemsel sonuç vermezler (99–101).

Sınır koşullar, analiz sırasında materyalde meydana gelebilecek gerilme ve gerinim miktarı ile yer değiştirmenin sınır değerlerini kapsar (99–101).

Sonlu elemanlar analizi metodunun çalışma şekli, materyalleri küçük geometrideki elemanlara ayırarak **basit analitik sonuçlar** üretmek üzerinedir. Çalışma prensibi farklı basamaklarda sırası ile uygulandıktan sonra verilerin analizi gerçekleştirilir (99–101).

Bir denklemin oluşturulabilmesi için öncelikle problem tanımlanmalıdır. Bu şekilde denklemin elde edilmesi ile çözümlene işlemi gerçekleştirilebilir. İlk basamakta problem yeterli ve başarılı bir şekilde tanımlanmazsa sonuçlar ya hatalı ya da eksik olacaktır.

Geometrik modelleme; denklemin kurgusunda ilk basamak geometrik şeklin oluşturulmasıdır. Bu amaçla materyalin geometrik tanımlaması üç farklı şekilde yapılabilir;

Manuel modelleme; analistin kendisinin şekli tanımlamak için çizim yapmasıdır. Uzun ve zor bir yöntemdir. Protez, implant, minivida, ortodontik apareyler ya da mekaniklerin modellemesinde tercih edilebilir (99–101).

Tarama ile modelleme; geometrik modeli istenen cismin üç boyutlu ya da iki boyutlu yüzey tarayıcıları ile şeklinin oluşturulmasıdır. Ekstra ekipman ve hassasiyet gerektirir. Protez, implant, minivida, ortodontik apareyler ya da mekaniklerin modellemesinde tercih

edilebilir(99–101).

MRI ya da BT ile modelleme; geometrik modelin kesitsel görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ile uygulanır. Görüntünün yeterli çözünürlükte ve kalitede olması istenir. Biyolojik dokuların modellemesinde en sık kullanılan yöntemdir. Kesitsel görüntüler bu amaçla birleştirilerek üç boyutlu geometriler elde edilir (99–101).

Matematiksel ağ yapısının oluşturulması; matematiksel problemin oluşturulup ağ yapısının tanımlanabilmesi için öncelikle belirsiz sayıdaki bilinmeyeni tanımlamak gereklidir. Bunun için model geometrik elemanlara dönüştürülür ve bu elemanlar ağ yapısını oluşturur (99–101).

Bilgisayarda dijital hale dönüştürülen modeller, manuel dijitalizasyon ile veya yazılım programları kullanılarak ağ yapısı haline alır. Genellikle manuel dijitalizasyon ile elemanlar oluşturulur ve bu da işlemin en zor kısmıdır. Elemanlar atanırken farklı geometrilerde (dört düğümlü, yedi düğümlü gibi) elemanlar kullanılır. Elemanların oluşturulmasında olabildiğince çok sayıda eleman ve node olması istenir çünkü artan eleman sayısı mikro düzeyde kuvvetin daha iyi analizine imkân tanırken etkileşimi artırır ve sonuçları daha güçlü kılar. Eleman sayısı gibi dizilişi de bu aşamada belirlenir ve elemanların düzgün sıralanması verilen işlenmesi açısından önemlidir. Düzensiz dizilen elemanlar hatalı sonuçlar ve denklemler üretir. Bu sebeple işlem sırası ile yapılmalı ve sistematik düzende ilerlemelidir.

Biyolojik yapıların modellemesinde bir ve iki boyutlu elemanların kullanımından kaçınılır, çünkü bir ve iki boyutlu elemanların kullanılması gerçek dokuların kompleksitesini aşırı derecede basit denklemlere indirger. Bu sebeple genellikle günümüzde, 4, 5, 6 ve 8 düğümlü modeller tercih edilir (103).

Yapı içerisindeki eleman sayısının artışı ile birlikte düğüm sayısı da aynı oranda artar. Düğüm sayısı denklemin kompleksitesini artırır, daha gerçekçi kılmakta ve sonuçların güvenilir bir hal almasını sağlamaktadır.

Materyal özelliklerinin belirlenip sisteme entegrasyonu; lineer yapıdaki analizlerde en önemli unsur materyal özelliklerini sisteme entegre etmektir. Bu amaçla, elastik modül ve poisson oranı en sık kullanılan iki parametredir. Elastik modül ve poisson oranı her materyal için özeldir ve araştırmalar sonucu elde edilmiş verilerdir (99–101).

Elastik modül materyalin gerilim-gerinim eğrisindeki özelliklerini sisteme tanıtırken poisson oranı ise materyalin şekil değiştirme davranışını tanıtmaktadır. Elastik modül matertalin hangi oranda deformasyon ile cevap vereceğini, poisson oranı ise eni-boyundaki şekil değiştirme oranını söylemektedir.

Bununla beraber non-lineer yani düzenli seyir göstermeyen davranış durumlarında viskoelastik katsayıya da ihtiyaç duyulur. Fakat ortodontide ya da diş hekimliğindeki materyallerin çoğunun analizinde lineer yani düzensiz seyir gösteren denklemler kullanılır.

Sınır koşullarının tanımı; materyalin modellemesi, elemanların tanımı, düğüm noktalarının oluşturulması ve materyalin davranışsal özelliklerinin kaydedilmesinin ardından sınır koşulları sisteme girilmelidir. Sınır koşulları materyalin bir limit içerisinde davranmasından sorumludur. Uzaysal olarak serbest sınır koşullarında oluşturulan geometrik bir model dayanağı olmadığından kompleks denklemler ve çözülmesi zor problemler ortaya çıkarmaktadır. Bu amaçla sınır koşulları gerçek simülasyonu yansıtacak şekilde ortaya koyulmalıdır (99–101).

Sınır koşulları, aslında bir matematiksel denklem olan analizdeki düğüm noktaları ve elemanların gerilme-gerinim döngüsündeki cevaplarını belirler. Eleman ve düğüm sayıları ne kadar iyi tanımlanırsa tanımlansın sınır koşulları uzaysal hareket için en önemli noktayı belirler. Sınır koşulları uygun şekilde tanımlanmazsa cisim uzaysal olarak sonsuz rotasyon döngüsüne girebilir ya da atipik cevap verebilir. Bunun için genellikle ağ yapısı üzerinde sınır koşulları belirlenmektedir ve bu amaca en uygun yapı ise düğümlerdir.

Kuvvet özelliklerinin tanımı ve kuvvetin uygulanması; hazır hale gelmiş ve sınır koşulları kesinleştirilmiş sonlu elemanlar modeli üzerine kuvvet uygulanarak dokulardaki gerilim-gerinim özellikleri incelenir. Bu amaçla istenen bir bölgeden kuvvet yüklemesi

yapılır. Uygulanan kuvvetin yönü ve şiddeti olan vektörel bir yapı sergilediği unutulmamalıdır. Bu şekilde bütün model üzerinde kuvvetin etkileri kesitsel ya da noktasal incelenebilir (99–101).

Sonuçların yorumlanması; kuvvetin uygulanmasının ardından sistem her bir düğüm ve eleman için oluşturulan denklemleri çözümüyle sayısal verilerden oluşan sonuçlar ortaya çıkarır. İyi tanımlanmış geometrik bir modelde binlerce denklem ve sonuç ortaya çıktığı için genellikle sistemin verilerini okumak amacıyla renk skalası ya da animasyonlar gibi görüntüler elde edilmektedir. Sayısal verilerle renk haritalamasına birlikte bakıldığında kuvvetin gerilme-gerinim tarzında oluşturduğu etkiler yorumlanabilir bir hal almaktadır (99–101).

Bizim çalışmamızda olduğu gibi bazı sistemlerde ise yer değiştirme yani displacement verileri bir çıktı olarak sunulur ve lineer denklemlerin çözümüyle yorumlanmasında bu yer değiştirme miktarları kullanılır. Yer değiştirme verileri özellikle dinamikte önem kazanmaktadır.

2.7.1 Ortodontide Yapılmış Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Çalışmalar

Ortodontide sonlu elemanlar ile ilgili yapılan çalışmalar, diş hareketinde ortodontik kuvvetin etkileri, ortodontik aparatların etkileri, biyomekanik incelemeler ve ortopedik tedavilerin sonuçları üzerine yapılmış çalışmaları içermektedir.

Yoskikawa ve ark. (104), ortodontide kullanılan paslanmaz çelik tellerin elastisitelerini incelemek için yaptıkları çalışmada standart paslanmaz çelik tellerin elastik modülünü 175 x 103 MN/m kare olarak bulmuşlardır ve sonlu elemanlar metodu ile materyallerin davranışları üzerine farklı bir yorum getirmişlerdir.

İşeri ve ark. (105), hızlı maksiller genişletmenin kranial yapılarda meydana getirdiği etkileri incelemek için sonlu elemanlar analizini kullanmışlardır ve çalışmada maksilla 5 mm genişletildikten sonra Von Mises stresleri ile yer değiştirmenin miktarını değerlendirmişlerdir. Yapılan analizlerde maksillanın 1, 3 ve 5 mm 'lik genişletmelerinde

neredeşye paralel bir açılmanın gözlemlendiği, en fazla açılmanın dentoalveoler bölgede meydana geldiği ve bunun superiora doğru azaldığını, en fazla stresin ise pterigoid bölgede oluştuğunu rapor etmişlerdir.

Yoshida ve ark. (106), farklı durumlarda maksiller keserlerin direnç merkezleri ile rotasyon merkezlerinin davranışı ile ilgili yapmış oldukları çalışmada, direnç merkezinin yerini belirleyen temel unsurlardan birisinin palatal alveoler kemik desteği olduğunu söylemişlerdir ve en fazla momentin alveoler kemik yüksekliğinin azaldığı hastalarda keser retraksiyonu sırasında oluştuğunu bulmuşlardır.

Tanne ve ark. (107), maksilla üzerine uygulanan ortopedik kuvvetlerin kranial yapılarıdaki cevabını incelemişlerdir. Maksiller molar üzerinden maksillaya uygulanan posterior yönlü kuvvetin maksillanın posterior ve inferior yönde yer değiştirmesine neden olduğunu, aynı zamanda da maksillaya saat yönünde rotasyon yaptırdığını saptamışlardır. Araştırma sırasında en fazla stresin zygomatik kemiği de içerisine alan nazomaksiller komplekste biriktiğini bulmuşlardır.

Jo ve ark. (108) mandibular arkın direnç merkezini bulmak için braketler, ark teli, dişler, peridontal dokular ve mandibular kemikten oluşan bir model oluşturmuşlar ve ilk önce anterior 4 diş, daha sonra anterior 6 diş, daha sonra da tüm dental arka 0.5 mm'lik vertikal dilimlerle 200gr kuvvet uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda mandibular anterior 4 dişin direnç merkezi mandibular santral keser dişin insizalinin 13 mm apikali ve 6 mm posterioru, mandibular anterior 6 dişin direnç merkezi santral kesicinin 13.5 mm apikali ve 8.5 mm posterioru, tüm mandibular dentisyonun direnç merkezi ise aynı noktanın 13.5 mm apikali ve 25 mm posterioru olarak rapor edilmiştir.

Yan ve ark. (109), maksiller protraksiyon için dental ankraj üzerinden yüz maskesi ve iskeletsel ankraj üzerinden yüz maskesi kullanımını kıyaslamışlardır. Sonlu elemanlar analizi ile aynı model üzerinden dental ankrajda birinci molar dişlere, iskeletsel ankrajda ise infrazygomatik krete yerleştiren miniplağa 500 gram'lık protraksiyon kuvveti uygulamışlardır. Dental ankrajda oklüzal düzlemin 30 derece altından geçen kuvvet ile daha etkili yer değiştirme meydana getirirken, iskeletsel ankrajda bunun 20 derece açılı

olarak uygulandığında oluştuğunu söylemişlerdir. Çalışmada iskeletsel ankraj ile maksillanın daha fazla öne doğru yer değiştirdiğini ve dental etkilerin de meydana gelmediğini bulmuşlardır.

Katada ve ark. (110), ortopedik kuvvetlerin çenelerde meydana getirdiği etkileri incelemek için sonlu elemanlar metodunu kullanmışlardır. Sonlu elemanlar metodu ile maksillaya posterior ve anterior yönde kuvvet uygulayan headgear ile yüz maskesinin meydana getirdiği değişiklikleri incelemişlerdir. Çalışmada hem yüz maskesi hem de headgear için 1000 gramlık kuvvet tercih edilmiştir. Yüz maskesi için oklüzal düzleme paralel olacak şekilde anterior yönde, headgear için ise yine oklüzal düzleme paralel olacak şekilde posterior yönde kuvvetler uygulanmıştır. Sonuç olarak yüz maskesi simülasyonunda maksillada anterior yer değiştirme meydana gelirken, saat yönünün tersine rotasyon gözlenmiştir. Headgear simülasyonunda maksillada posterior yer değiştirme ve saat yönünde rotasyon meydana gelmiştir. Yazarlar bulunan sonuçların klinik bulgularla paralel fakat daha az oranda gerçekteğiğini söylemişlerdir.

Lee ve ark. (111) sadece mini implant destekli maksiller ekspansiyon apearelerindeki mini implantları monokortikal, 1 mm bikortikal ve 2.5 mm bikortikal derinliğe ulaşacak şekilde modellemişler ve oluşan stresler ile maksiller ekspansiyondaki yer değişimine bakmışlardır. Çalışmanın sonucunda yazarlar monokortikal yerleştirilen palatinal vidaların periimplantitis oluşturacak streslere daha fazla maruz kaldığını bildirmişlerdir. Aynı çalışmada bikortikal minividalar ile gerçekteğirilen transvers genişletmenin monokortikal vidalar ile yapılandırılan daha paralel oluştuğunu raporlamışlardır.

Hedayati ve ark. (112) 3 boyutlu oluşturulmuş maksiller birinci premolar çekimli bir modelde minivida destekli en masse retraksiyon simüle etmişlerdir. Simülasyonda mini vidadan önce 2. premolar dişin mesialine, daha sonra distaline, braket seviyesinden 6 mm apikalde olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bu minividalardan maksiller kanine 0 mm, 3 mm, 6 mm ve 9 mm yükseklikte power armlar ile kuvvet uygulamışlardır. Sonuçlar en paralel en masse retraksiyonun 2. premolar dişin mesialine yerleştirilen mini vidadan 9 mm'lik power arm ile uygulanan modelde olduğunu göstermiştir.

Magesh ve ark. (113) paslanmaz çelik ve titanyum bazlı ortodontik braketlerin tork altında uğradıkları deformasyonları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. 0.022 inch slotlu paslanmaz çelik ve titanyum braketler modellendikten sonra braket slotuna 0.019-0.025 inch paslanmaz çelik köşeli ark teli 0 dereceden 45 dereceye kadar tork verilerek uygulanmıştır. Çalışmanın sonucu olarak plastik deformasyonun paslanmaz çelik braketlerde 28 derecelik torktan sonra titanyum bazlı braketlerde ise 37 dereceden sonra başladığını bulmuşlardır.

Eugene Roberts ve ark. (114) literatürde şu ana kadar yayınlanmış geçici ankraj üniteleri ile en masse mandibular distalizasyon uygulanmış vakaların verilerini toplamışlardır. Daha sonra bilgisayarda kendileri üç boyutlu bir modelleme yapıp sonlu elemanlar analizi kullanarak mandibular arka distalize edici bir kuvvet uygulamışlardır. Literatürde mandibular arkta meydana gelen değişimler ile kendi modellemelerinde meydana gelen değişimleri karşılaştırmış ve bazı sonuçlara varmışlardır. Bu sonuçlar; mandibular ark distalizasyonunun Sınıf III malokluzyona sahip bireylerin tedavilerinde iyi bir alternatif olduğu, distalizasyon sonucunda mandibular molar dişlerin intrüze olduğu, mandibular düzlem açısının ortalama 5 derece azaldığı ve mandibular arkın ortalama 5.76 derece saat yönünün tersine rotasyona uğradığıdır.

s3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Modelleme için Kullanılan Araçlar ve Yöntem

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Etik Kurulu izni ile yürütülmüş (proje no: D-KA 13/05, karar tarihi ve sayısı: 26/10/2017 ve 13/53) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu'na desteklenmiştir.

Çalışmamızda; mandibular ark distalizasyonunda kullanılan ortodontik mini vida ve ramal plak ankrajının dental etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi üç boyutlu sonlu elemanlar yer değiştirme analizi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 gb Hard Disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N , Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.



Resim 2: Activity 880 Optik Tarayıcı

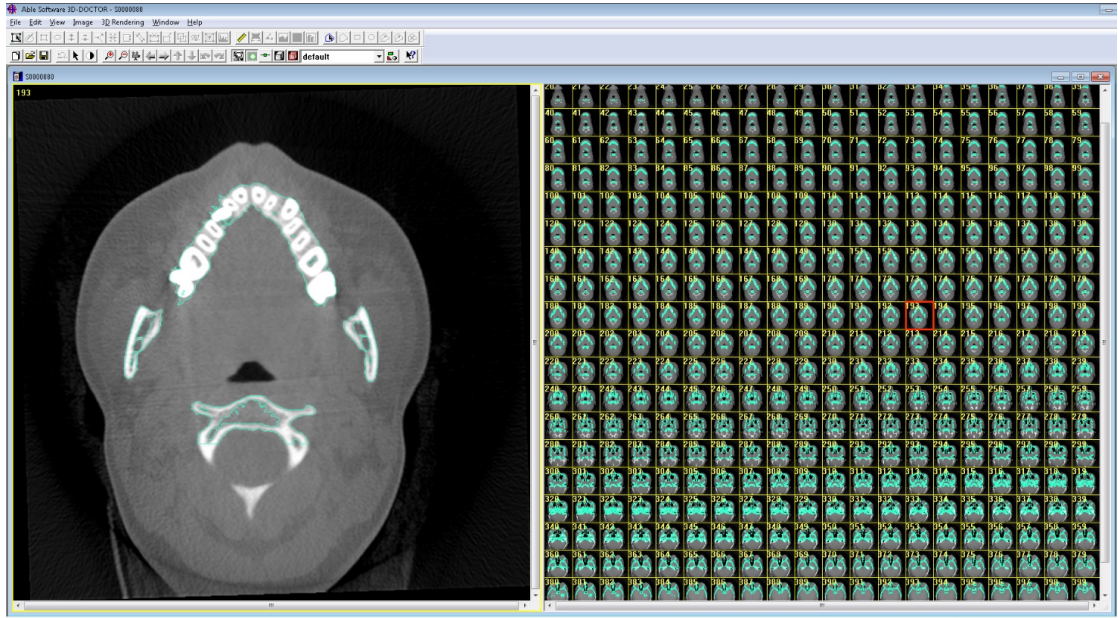
Modeller, VRMesh studio yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor Fempro yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Bu nedele modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verilmiştir.

3.2 Çalışmada Kullanılan Setler ve Setlerde Kullanılan Malzemelerin Elastisite Modülleri ve Poission Oranları

Materyal	Young modülü (GPa)	Poissons oranı
Paslanmaz Çelik	200	0.30
Periodontal ligament	0.05	0.45
Diş	20.7	0.30
Trabeküler kemik	0.97	0.30
Kortikal kemik	10.7	0.30
Titanyum	110	0.35

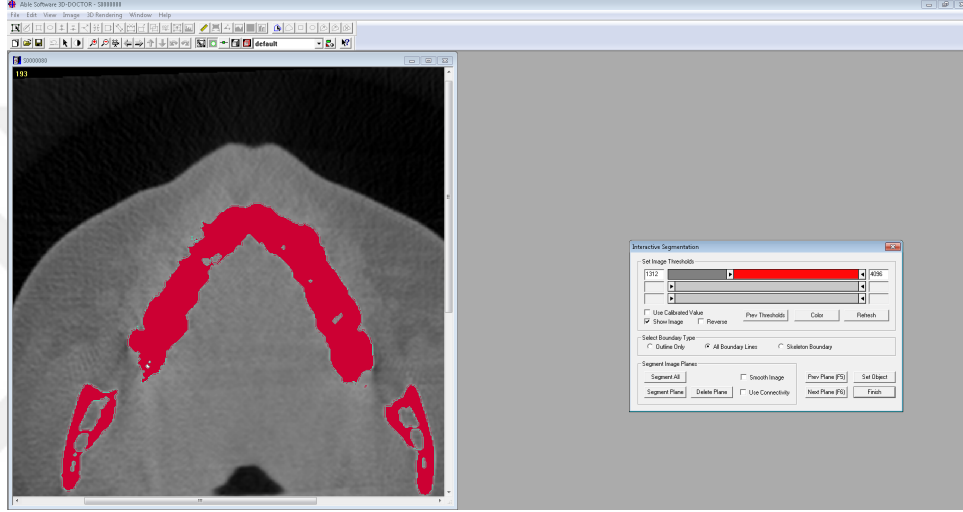
3.3 Kranial Yapıların Modellemesi

Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin Sınıf III malokluzyona sahip bir hastanın çene kemiği, Konik Huzme Işınli Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında aktarıldı. Aktarılan kesitler 3D-Doctor yazılımına alındı.



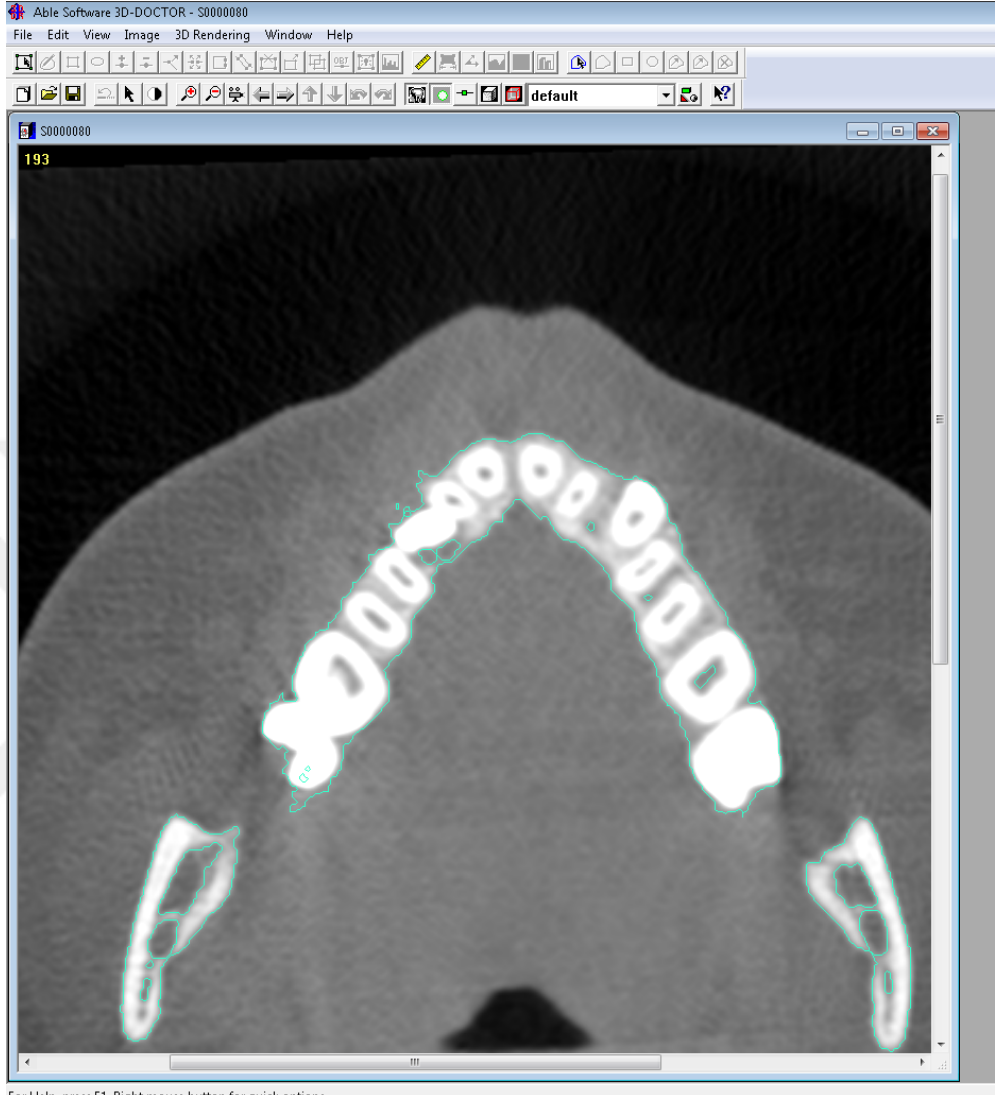
Resim 3: 3D – Doctor yazılımına ait görüntü

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



Resim 4: 3D – Doctor yazılımında segmentasyon işlemine ait görüntü

Çekilen filmler, 3D-Doctor yazılımına alındı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model ile 3D-Doctor yazılımından stl formatında dosyalar oluşturuldu.



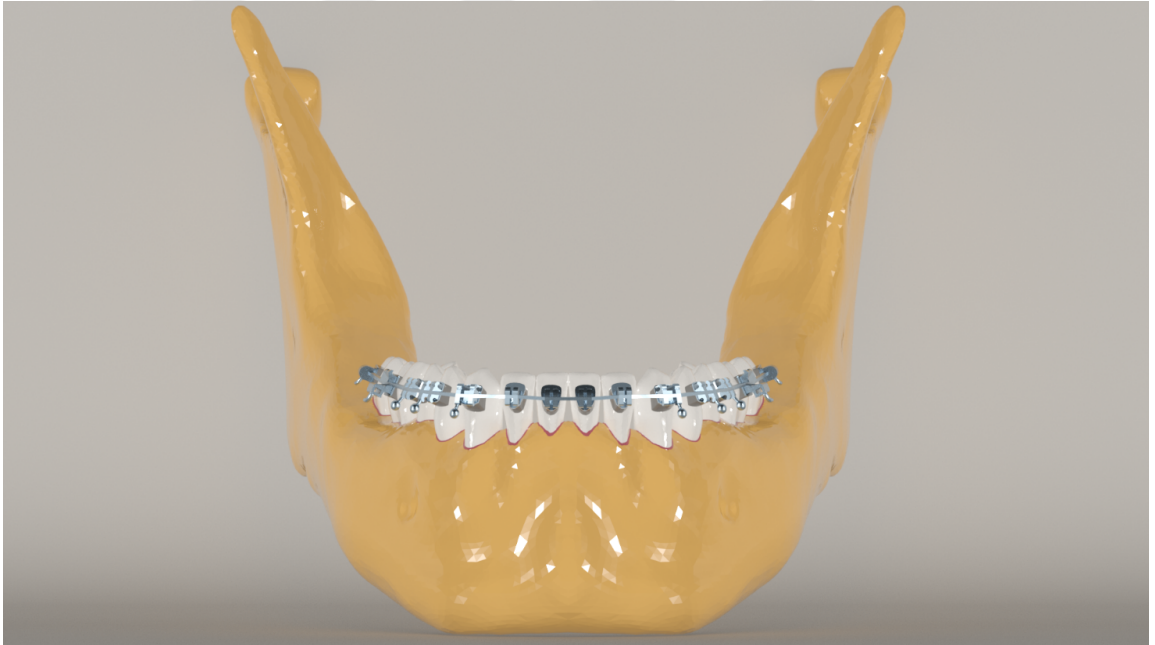
For Help, press F1. Right mouse button for quick options.

Resim 5: Doctors programında sınır koşullarının belirlenmesine ait görüntü

Daha sonra model standardize edilerek analize uygun hale getirildi.



Resim 6: Dişli çalışma modeli



Resim 7: Braketli çalışma modeli

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiöz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.

Bu şekilde maksillada ve mandibulada kortikal kemik, spongiöz kemik, dişler modele taşındı. 3 boyutlu tarayıcıda taranan braketler ve teller önceden hazırlanan modele üretici

firmanın kriterlerine uygun olarak entegre edildi. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

3.4 Minivida ve miniplakların modellemesi

Çalışmamızda referans aldığımız iki klinik çalışmada (8,14) kullanılan L şeklinde ramal miniplaklar (LeForte System; Jeil Medical, Seoul, Korea) ve bukkal shelf minividaları (Newton's A, Hsinchu City, Taiwan) kullanılmıştır. Miniplaklar çalışmada belirtildiği gibi 3 boyutlu tarayıcılarda L biçiminde kısa kolu 10 mm, uzun kolu 21 mm ve kalınlığı 2.5 mm olacak şekilde modellenmiştir. 2 adet 2 mm x 5 mm'lik titanyum minivida ile tarif edildiği retromolar bölgeye ramusun anterior sınırı ile tempolar krestin arasında kalacak şekilde vertikal olarak fikse edilmiştir. Daha sonra bilgisayar programında ağız içinde yapılan bükümler taklit edilmiştir. Ağız içine açılan kısmı ikinci molar dişin kronunun 3mm lateralinde, distal oluşunun 3mm anteriorunda kalacak şekilde makalede tarif edildiği şekilde ayarlanmıştır. MBS bukkal shelf minividaları ise üretici firmadan istenmiş, Activity 880 optik tarayıcıda taranıp 3 boyutlu hale getirilmiştir. MBS minividalar tekniğin geliştiricisi Chris Chang'ın önerdiği şekilde yerleştirilen kemiğin kalın ve sert kortikal yapısı göz önünde bulundurularak, yerleştirilme sırasında oluşacak streslere dayanması için paslanmaz çelikten üretilmiştir. Minividalar modelde ikinci molar dişlerin mezialinde, bukkal kısımlarında, mukogingival birleşim bölgesine, en az 5mm kemik desteğine sahip, köklere paralel, minividanın başı dişetinden ortalama 5mm uzakta olacak şekilde makalede tarif edildiği gibi yerleştirilmiştir.



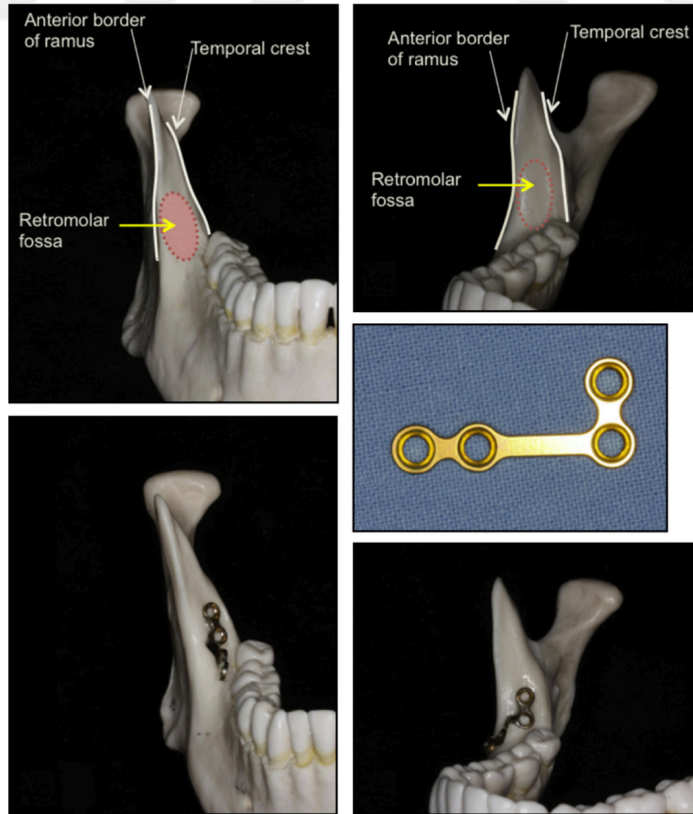
Resim 8: MBS minividaaya ait görüntü



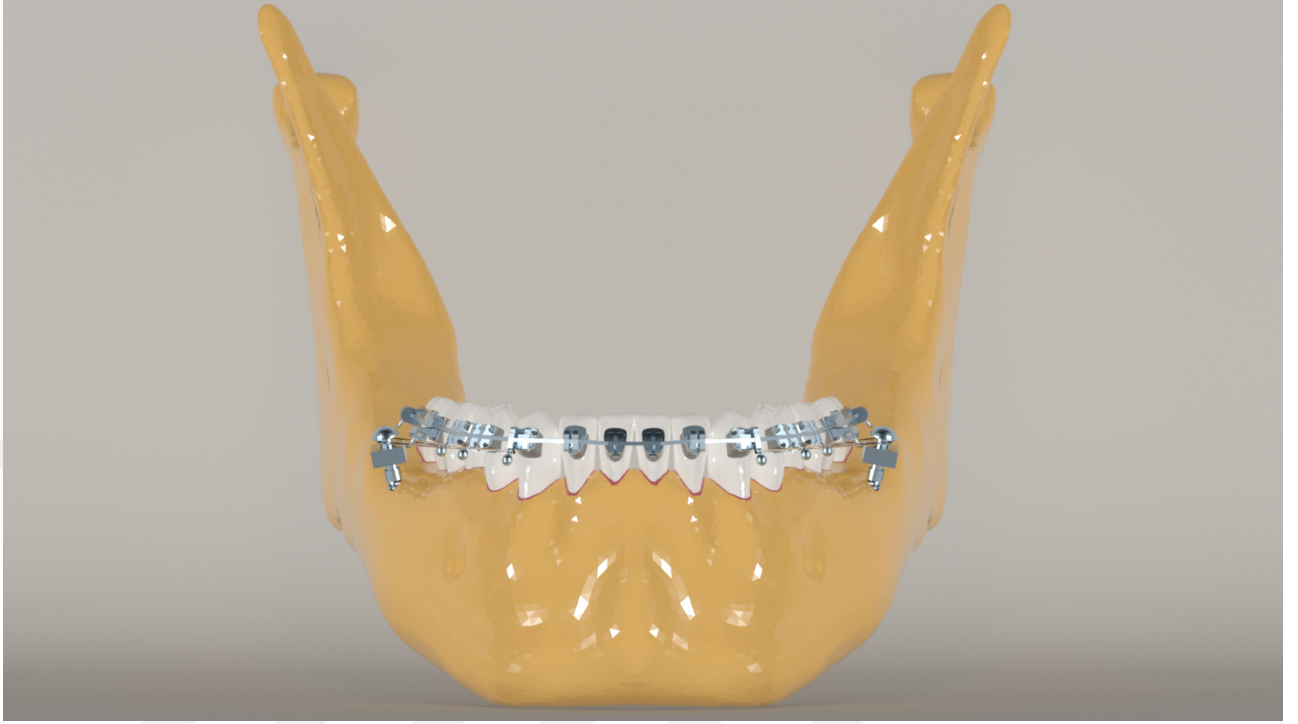
Resim 9: Minivida modeline ait görüntü



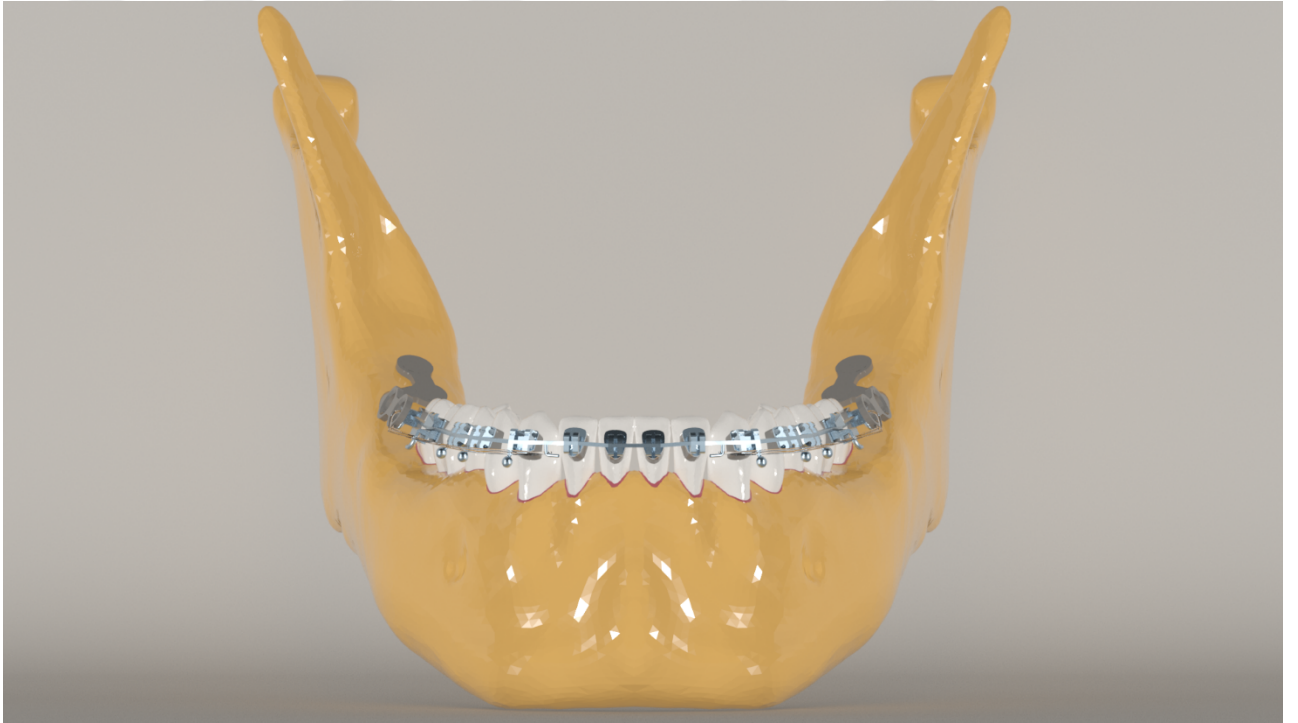
Resim 10: Ramal miniplak modeline ait görüntü



Resim 11: Ramal miniplak ve anatomik yerleşim alanına ait görüntü



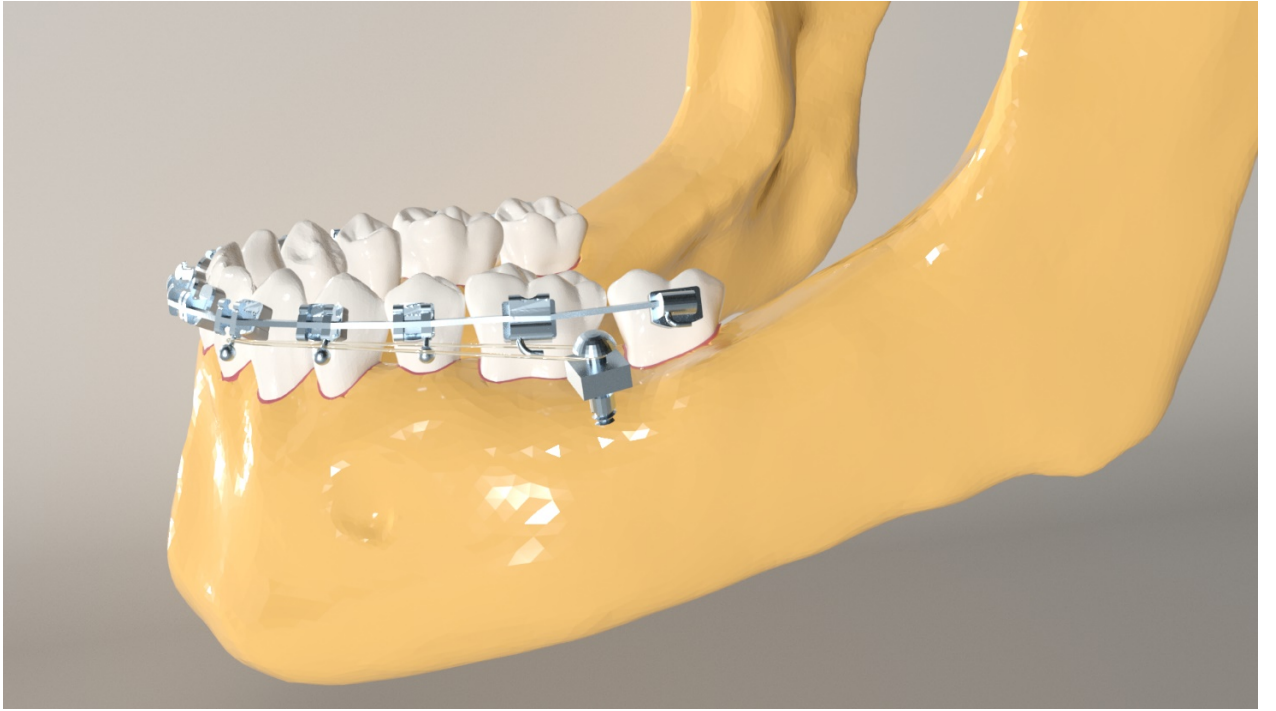
Resim 12: Çalışma modeline mini vidarın uygulanmasına ait frontal görüntü



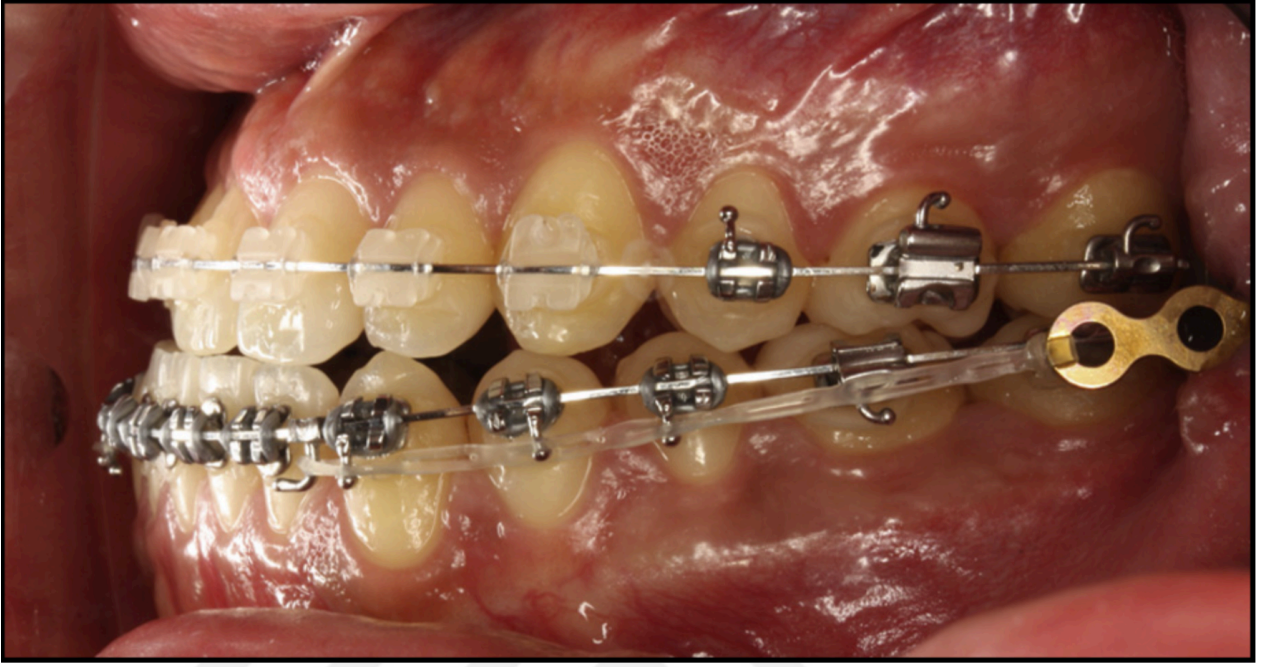
Resim 13: Çalışma modeline miniplakların uygulanmasına ait frontal görüntü



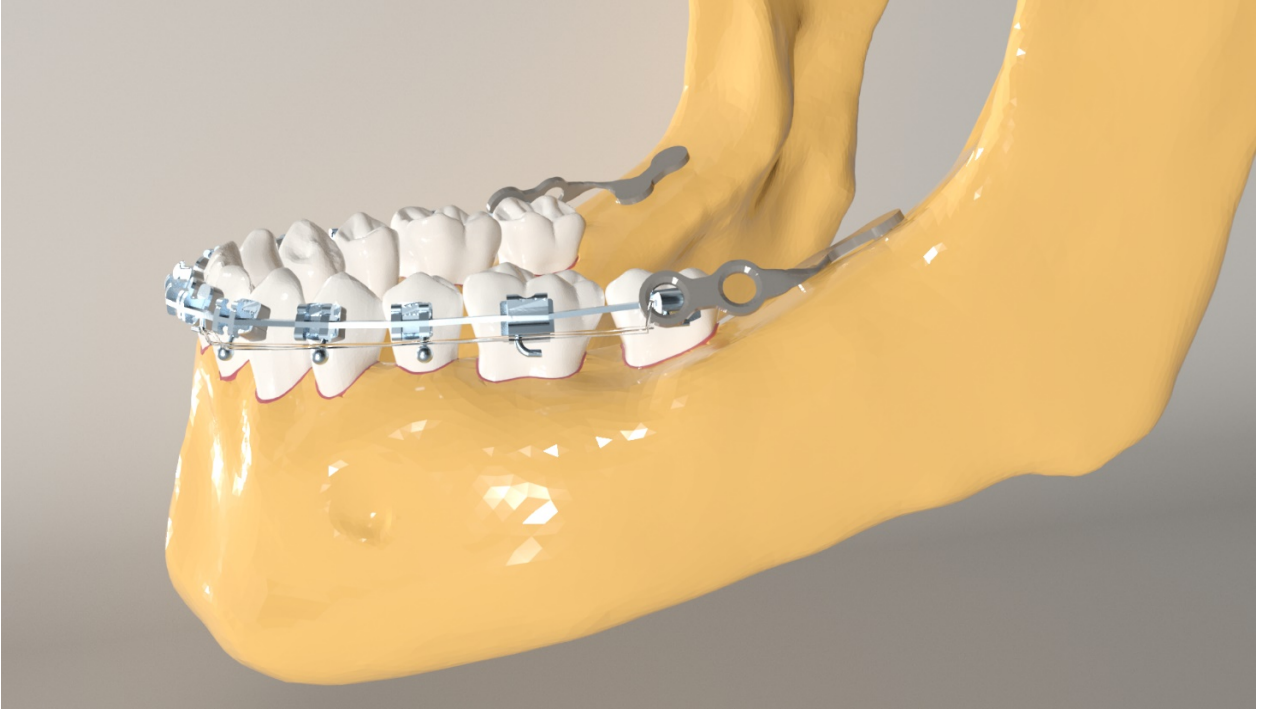
Resim 14: MBS minivida ise distalizasyon uygulanmasına ait görüntü



Resim 15: Minivida çalışma modeli lateral görünüm



Resim 16: Ramal miniplak ile distalizasyon uygulanmasına ait görüntü



Resim 17: Miniplak çalışma modeli lateral görünüm

Rhinoceros 3 boyutlu modelleme yazılımında yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro yazılımına aktarıldı.

Burada modeller Bricks ve piramidal yapılu Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, Algor Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu tetrahedral elemanlar kullanıldı.

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

Düğüm ve Eleman Sayıları

Plak; Nodların sayısı = 243122

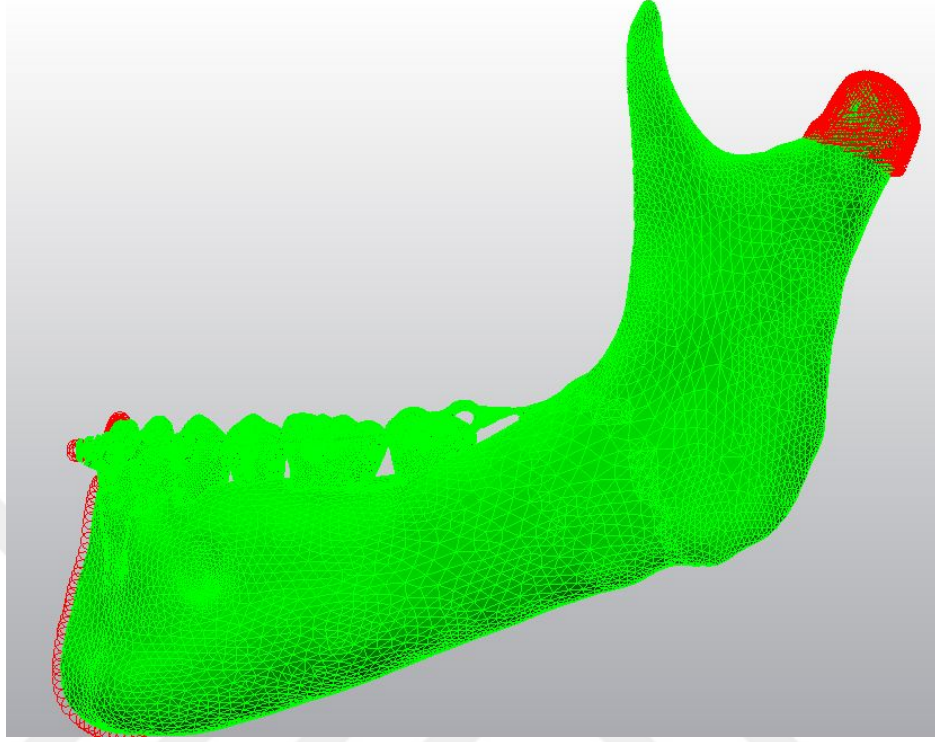
Elemanların sayısı = 891847

Vida; Nodların sayısı = 242559

Elemanların sayısı = 1171621

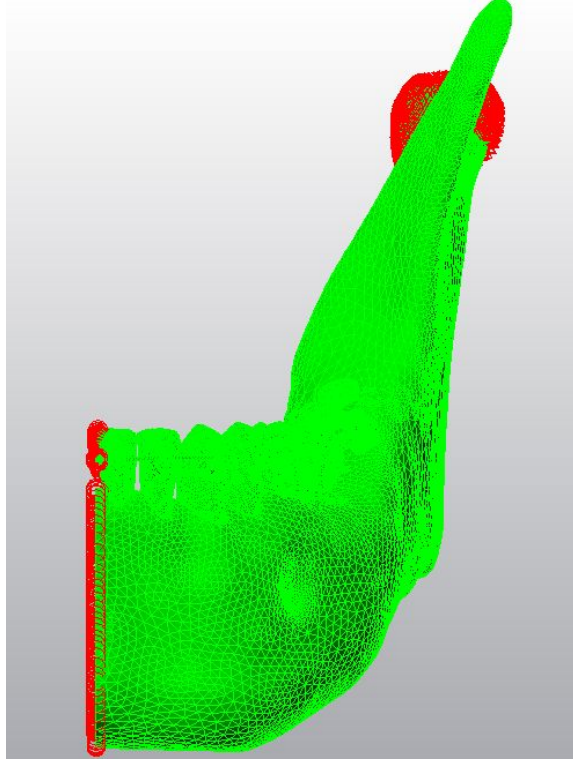
3.5 Sınır koşullarının belirlenmesi

Model mandibula kemiğinin kondil bölgesinden her yönde sıfır (0) harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.



Resim 18: Sınır koşullarının belirlenmesine ait lateral görüntü

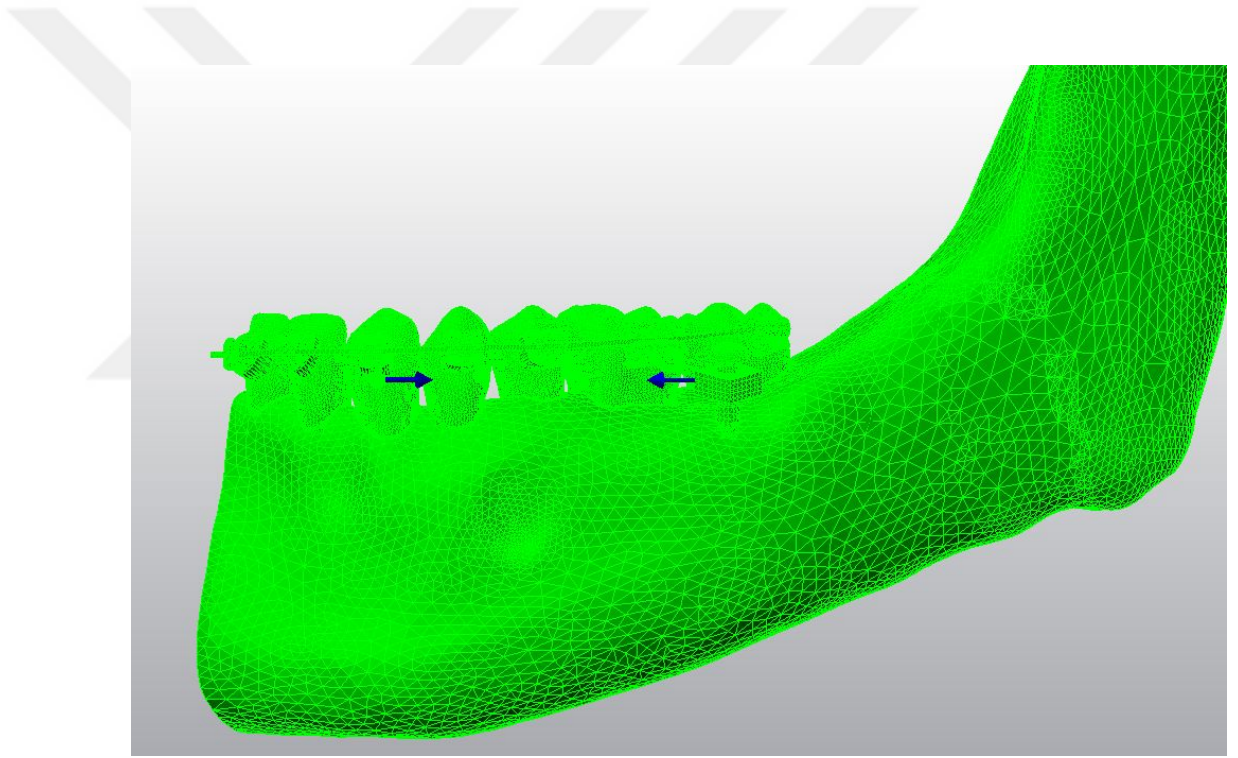
Alt çene kemiği ortasından x-eksenine göre simetrik hale getirildi.



Resim 19: Sınır koşullarının belirlenmesine ait frontral görüntü

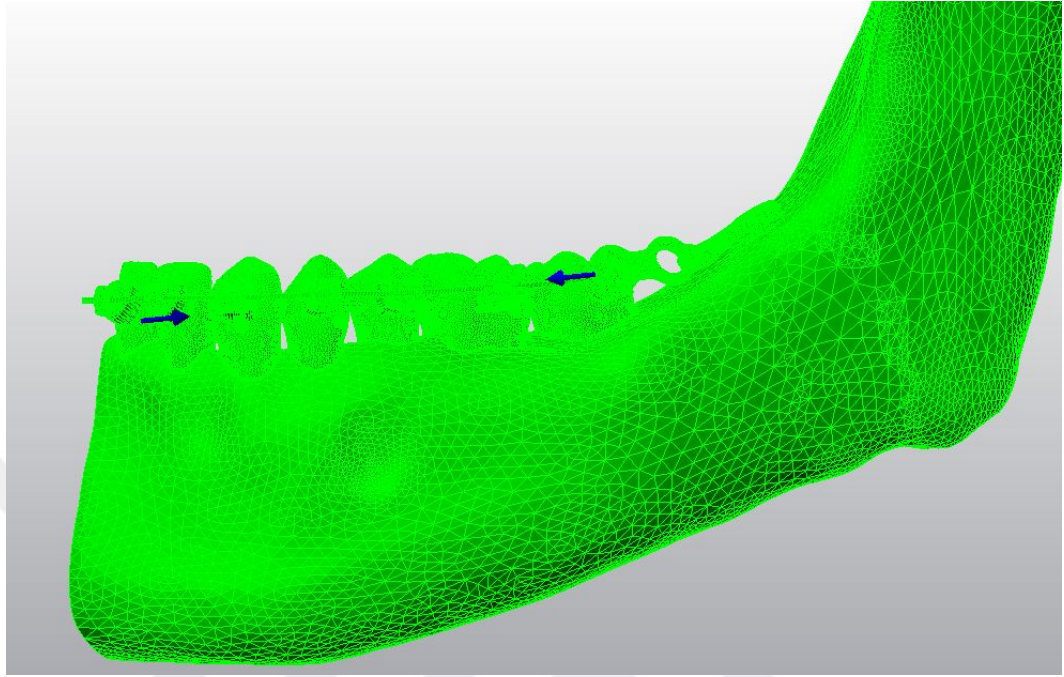
3.6 Kuvvetin Uygulanması

Oluşturulan 2 modelde toplam 2 analiz gerçekleştirildi. MBS minividanın yerleştirildiği simülasyonda distalize edici kuvvet dental arka elastik chainler yardımıyla, minividadan kanin diş braketinin çengeline 200 cN (203gr) olacak şekilde uygulandı.

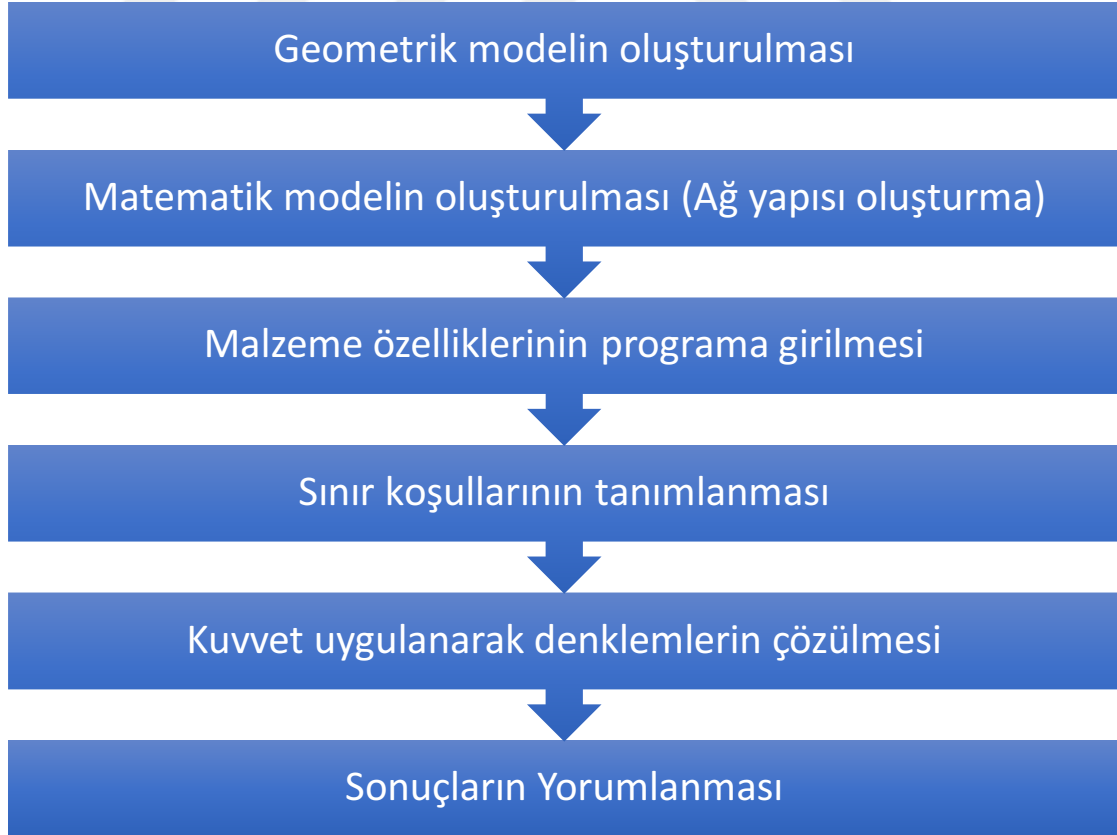


Resim 20: Mini vida ile kuvvetin modele uygulanmasına ait görüntü

Ramal miniplaktan mandibular arka uygulanan distalize edici kuvvet kanin dişin braketinin mesialine yerleştirilen bir power hook yardımıyla 300 gr olacak şekilde elastometik chainler yardımıyla uygulandı.



Resim 21: Miniplak ile kuvvetin modele uygulanmasına ait görüntü

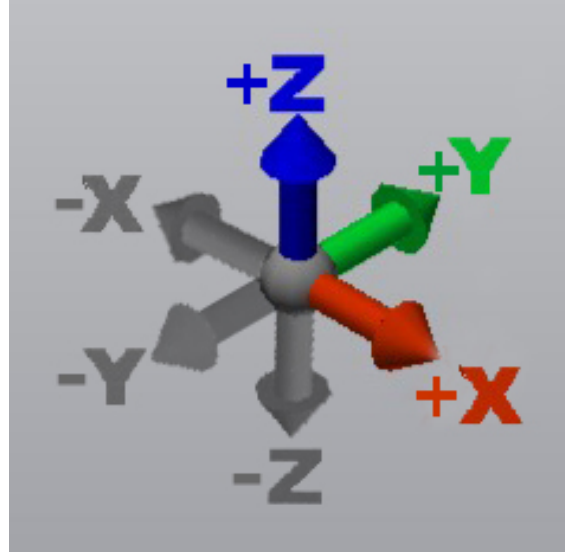


Resim 22: 3 boyutlu sonlu eleman analizinin aşamaları

4. BULGULAR

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizi kullanılarak ramal plak ve ortodontik mini vida ankrajı ile mandibular ark distalizasyonunun dental etkileri incelenmiştir. Dental hareketler X, Y ve Z aksları ve bunların bileşkesi olan, toplam yer değiştirmeyi bildiren görseller aracılığıyla değerlendirilmiştir.

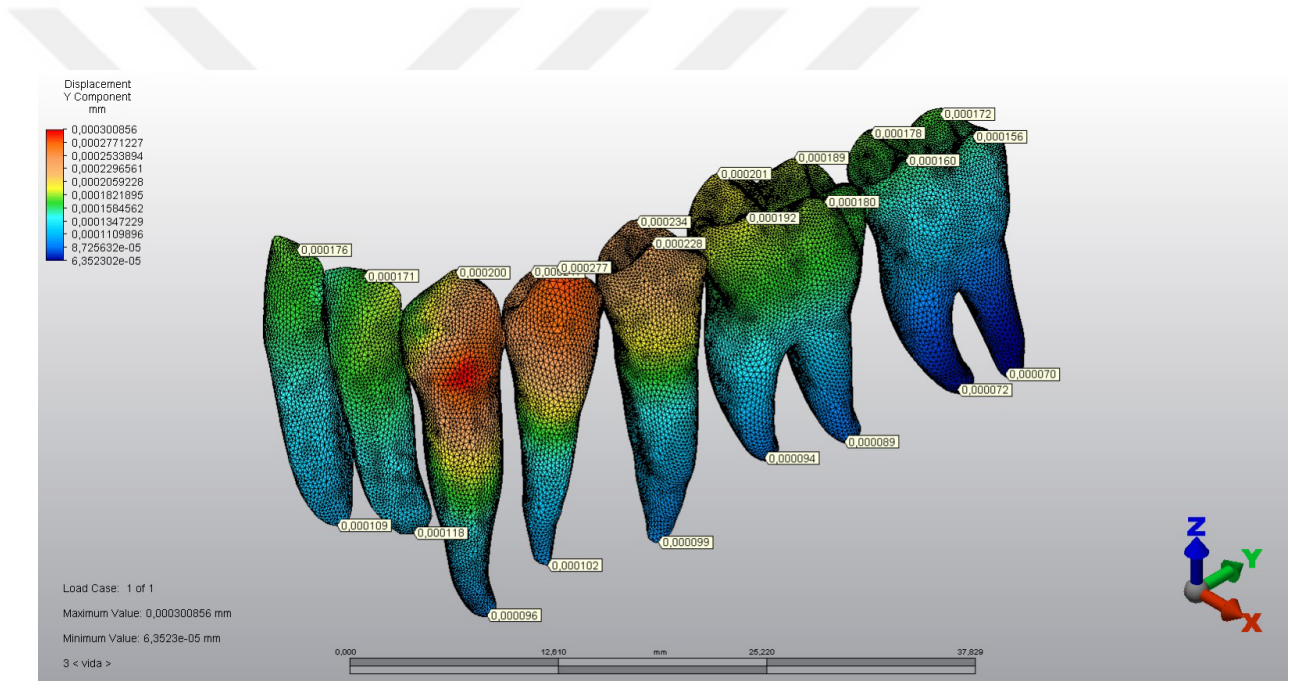
- +X yönü bukkal yönde hareketi
- X yönü lingual yönde hareketi
- +Y yönü distalizasyon hareketini
- Y yönü mezializasyon hareketini
- +Z yönü ekstrüzyon hareketini
- Z yönü intrüzyon hareketini, betimlemektedir.



Resim 23: Pozitif ve negatif deplasman değerlerinin aks yönlerini gösteren şema

300gr lık kuvvet vektörünün en büyüğünün uygulandığı y doğrultusunda ise kron seviyesinde distal yönde bir hareket olduğunu görmekteyiz. En majör hareket kuvvetin uygulandığı kanin dişin kron kısmında görülmektedir. Köklerde ise anlık kuvvet ile mesial yönde kronların yaptığı hareketin yaklaşık binde biri kadar hareket gözlenmektedir.

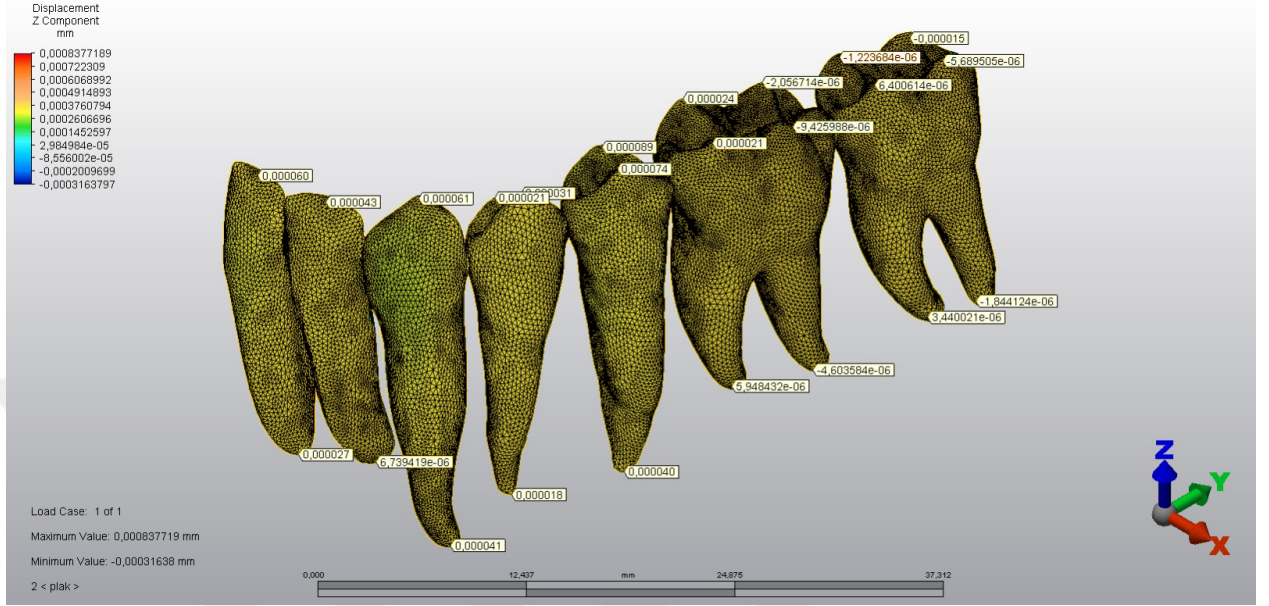
4.4 Mini Vida grubu y aksı (Sagital Düzlem)



Resim 27: Minivida grubu y aksı sonuçları

Y doğrusu yönünde uygulanan 200cN luk kuvvet ile mini vida grubunda da mini plak grubunda olduğu gibi distal yönde bir hareket görülmektedir. Distal yönde total yer değiştirmenin mini plak grubuna göre daha az olduğu görülmektedir.

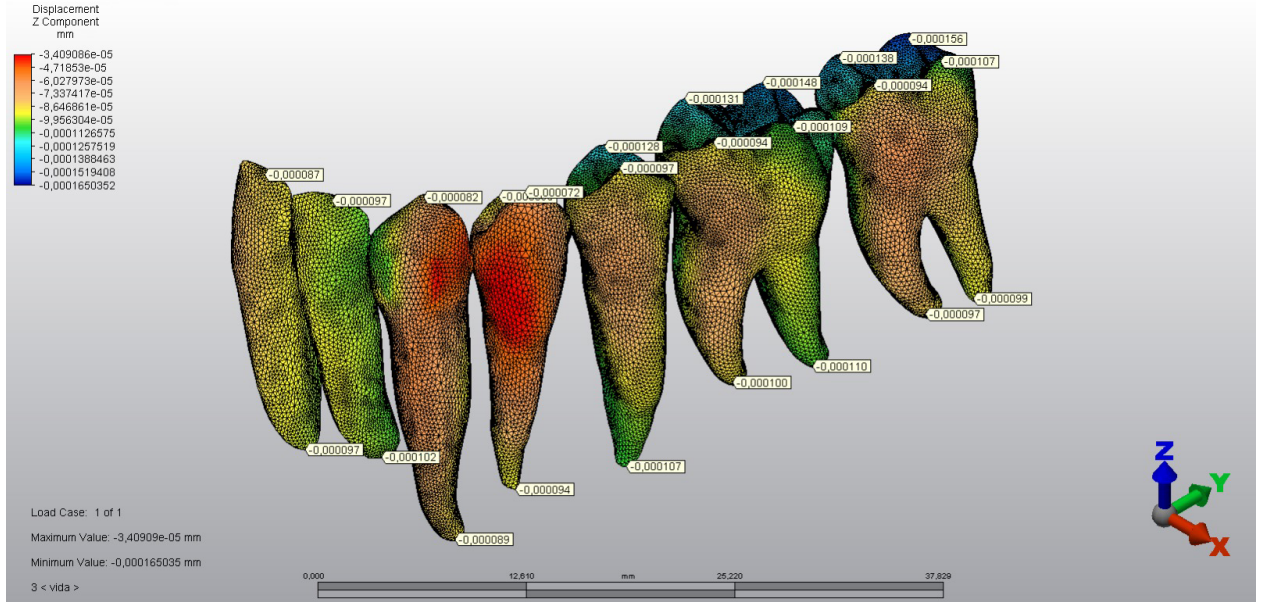
4.5 Mini Plak grubu z aksı (Frontal Düzlem)



Resim 28: Miniplak grubu z aksı sonuçları

Bu düzlemde ise kuvvetin uygulandığı bölgenin anteriorundaki dişler ekstrüviz, posteriorundaki dişler ise z doğrusunun ters yönünde yani intrüviz hareketler göstermektedir.

4.6 Mini vida grubu z aksı (Frontal Düzlem)



Resim 29: Minivida grubu z aksı sonuçları

Mini vida grubunda ise dentisyonda genel bir intrüzyon görülmektedir. Bu intrüzyon posterior grup dişlerde anterior grup dişlere oranla daha fazladır.



5. TARTIŞMA

5.1 Amacın ve Tekniğin Tartışılması

Geçici ankraj ünitelerinin popülerleşmesi ile Sınıf III malokluzyona sahip yetişkin hastalarda ortognatik cerrahi, intermaksiller elastik kullanımı ve diş çekimine alternatif olarak mandibular ark distalizasyonu denenmeye başlanmıştır. 2004 yılında Sugawara ve ark. (8)nın SAS plakları ile gerçekleştirdikleri mandibular molar distalizasyonu günümüzde bukkal shelf'e yerleştirilen mini vidalar ile sıklıkla uygulanan bir prosedür haline gelmiştir. Bu konudaki çalışmalar genellikle vaka raporları şeklindedir ve bu sistemlerin dental etkilerini içeren geniş bir klinik çalışma ya da sistematik derleme bulunmamaktadır. Yaptığımız sonlu eleman çalışması ile popüler olan iki farklı sistemin dentoalveolar etkilerini yorumladık.

Mini vidalar ve mini plaklar mutlak ankraj için uygulanan olmazsa olmaz ünitelerdir. Hem mini vida hem mini plak aracılığıyla 4-5mm'ye varan başarılı total ark distalizasyonları vaka raporlarında gösterilmiştir (70). Mini vidaların kolay yerleştirilmeleri, mini plaklara göre cerrahi olarak daha noninvaziv olmaları, yerleştirme sürelerinin daha az olması, maliyetlerinin düşük olması sebebiye tercih sebebidir. Mini plaklar ise iki vida ile fikse edildiği için daha az strese maruz kalmaktadırlar. Mini plaklar ayrıca kimi araştırmacılara göre tüm mandibular arkı distalize edebilecek kuvvetleri taşıyabilecek daha güvenli bir ankraj ünitesidir (14). Miniplakların ekonomik olmamaları ve yerleştirilmeleri için gereken ek cerrahi işlem günümüzde mini vidalara yönelime neden olmuştur.

Geçici ankraj üniteleri gibi iskelet kaynaklı ankraj sistemlerinin ortaya çıkması istenmeyen yan etkilere neden olmadan istenen sonuçları veren tedavi seçeneklerine olanak sağlamıştır (74,115,116). Bu yöntem aynı zamanda uygulayıcıların molar distalizasyonun sınırlarını zorlamasına izin verirken, diş çekme ihtiyacı duymadan Sınıf III maloklüzyonları tedavi eder. Çalışmalar, iskeletsel ankraj sisteminin konumunun

önemli olduğunu göstermiştir. Özellikle, alanın primer stabilite elde etmek için uygun kemik kalitesine sahip olması, belirli anatomik yapılardan uzak olması, hastanın rahat etmesi ve hastaya kolay uygulanabilir olması gerekmektedir.

Mandibular ark distalizasyonu için minividalar mandibular birinci ve ikinci molarlar arasına veya mandibular ikinci premolar ile birinci molar arasına yerleştirilebilir. Birinci ve ikinci molarlar arasındaki kortikal kemiğin kalınlığı primer stabilite sağlamak için yeterlidir, ancak bu alan çiğneme fonksiyonu sırasında doku tahrişinden dolayı mandibular birinci moların mezial yüzeyi ile karşılaştırıldığında tercih edilmemektedir (7,13). Bunun dışında, ikinci premolar ve ilk molar arasındaki interdental kemik hasta konforu ve minivida stabilitesi için iyi bir alan olabilir. Mandibular ark distalizasyonu için tercih edilen başka bir bölge, mandibular ikinci moların distobukkalidir. Retromolar alan da uygun bir yerleştirme yeri olarak kabul edilmesine rağmen, genellikle hareketli ve kalın yumuşak dokular, rahatsızlık, iltihaplanma ve uygulamada zorluk gibi problemlere neden olabilir.

Yaptığımız çalışmada kullanılan her iki geçici ankraj ünitesi de ekstra radiküler yerleşimlidir. Distalizasyon amacıyla kullanılan minividalar eğer intraradiküler yerleşimli ise distalizasyon sınırlı olacaktır. Kökler arası mesafe normal şartlar altında ortalama 3.5 mm ile 4.5 mm arasındadır (115). Bu mesafenin en az 1.2 mm-1.5 mm arasında bir kısmını minividanın kaplayacağını düşündüğümüzde elimizde en iyi şartlarda distalizasyon için ortalama 2.5 mm kalmaktadır. Planlanan distalizasyon hareketi 2 mm'den büyük ise ek distal harekete izin vermek için minividaların yeniden konumlandırılması gereklidir. Bu da Lim ve ark. (116) intraradiküler bölgeye minivida yerleştirerek yaptıkları mandibular ark distalizasyonu çalışmasında buldukları sonuçları destekler niteliktedir. Ekstraradiküler yerleşimli minividalar bizi bu limitasyonlardan kurtarmaktadır. Tezimizde modellenen mandibular bukkal shelf minividaların en büyük avantajlarından biri budur. Bu anatomik bölgeye yerleştirilen minividalar konumu değişmeksizin 2 mm'den daha fazla distalizasyona köklere temas etmeyeceği için izin vermektedirler. Bu

da MBS minividaların diğerk avantajlarına ek olarak miniplakların sahip olduğu kök dışı yerleşim avantajını da kazanmalarını sağlamaktadır.

Değinilmesi gereken diğerk bir nokta ise geçici ankraj ünitelerinin ortodontide sorun yaşadığımız hasta kooperasyonunu ortan kaldırmasıdır. Sınıf III malokluzyonu düzelten mandibular headgear, sliding jig mekanikleri, intermaksiller elastik gibi diğerk yöntemler tamamen hasta kooperasyonuna dayanırken, kullanılan mini plak, mini vida gibi üniteler bu problemi ortadan kaldırmak için iyi alternatiflerdir.

Minividalar ile yapılan çalışmalarda uygulanan kuvvetler 200 gr - 250 gr arasındadır. Miniplaklar ile gerçekleştirilen vaka raporları ise 300 gr – 350 gr aralığında kuvvet ile distalizasyon gerçekleştirmişlerdir (8,11,12,14,67,68,117,118). Çalışmamızın temelini oluşturan ramal miniplak ankrajını distalizasyon için kullanan Kook ve ark. (14) minivida ile uygulanan kuvvetlerin tüm mandibular arkı distalize etmek için az olabileceğini öne sürmüşlerdir. Bukkal shelf minivida ile uygulanan 200 gr distalizasyon kuvvetinin mandibulada dış başına 30 gr gibi bir kuvvete denk geleceği, bunun da sert kortikal yapıya sahip mandibula için yeterli olmayabileceğini belirtmişlerdir. Chang ve ark. (8) ise kuvvetin az olmasının distalizasyon sırasında özellikle mandibular anterior keserlerin lingualinde oluşabilecek fenestrasyonlara engel olacağını, 200 gr kuvvetin distalizasyon için yeterli olmanın yanı sıra daha fizyolojik olduğunu belirtmişlerdir. Ekstraradikler geçici ankraj üniteleri ile gerçekleştirilen mandibular ark distalizasyonun 4 - 5 mm civarında olduğunu, eğer optimum kuvvet uygulanmazsa mandibular keserlerin temas ettikleri ince kortikal kemikten dışarı çıkabileceğini, 200 gr kuvvetin ideal olup distalizasyon sırasında kemik rejenerasyonuna izin verdiğini söylemişlerdir. Yapılan diğerk çalışmalar kökler arasına, retromolar bölgeye ve bukkal shelf bölgesine yerleştirilen minividalar ile Sınıf III molar ilişkilerin başarılı bir şekilde Sınıf I'e getirildiğini kanıtlamıştır. Ama bu çalışmalarda tedavi sırasında mini vidaların yenilenip yenilenmediği gibi kavramlara değinilmemiştir. Güvenilir sonuçlar için daha çok çalışmanın yapılması gerekmektedir.

Üzerinde durulması gereken başka bir konu mandibular bukkal shelfe yerleştirilen minividanın neden titanyum alaşımı yerine paslanmaz çelik olduğudur. İlk bakışta aklımıza gelen paslanmaz çeliğin mekanik özelliklerinin daha iyi olduğu, total mandibular ark distalizasyonu için gereken kuvveti daha az strese uğrayarak karşılayabileceğidir. Ama bu önerme yanlıştır. Daha spongiyöz bir yapısı olmasına rağmen maksillaya yerleştirilen titanyum alaşımlı minividalardan 300 gr a kadar kuvvetin sorunsuz olarak uygulanabileceği daha önce bildirilmiştir (119). Bukkal shelfe yerleştirilen minividaların paslanmaz çelik olmasının nedeni mandibulada yerleştirilen bukkal shelf alanın sert kortikal yapısıdır. Yerleştirilme sırasında içinden geçmek zorunda olduğu kortikal yapı nedeniyle minivida kırılmasının engellenmesi için paslanmaz çelik seçilmektedir.

Mandibular arkın distalizasyonu ile dilin istirahat pozisyonunda bulunduğu yerin hacminin azalacağı unutulmamalıdır. Alt keserler normal şartlar altında dilin ve alt dudağın kas tonuslarının dengede olduğu bir alanda bulunmaktadırlar. Bu alanı total mandibular ark distalizasyonu ile distale taşıdığımızda alt keserler üzerinde dudağın basıncı azalır ve dilin basıncı artar. Bu iki bileşen uzun dönemde iyi bir kasedenği sağlamaz ve sabit retansiyon kullanılmazsa relapsın görülebileceğini işaret eder. Bunu elemine etmek için hastalara yutkunma sırasında dillerini insizörlerin papillerine götürüp yutkunmaları dikte edilerek, myofonksiyonel bir terapi uygulanması düşünülebilir.

Ayrıca mandibular posterior dişlerin distale hareketi, ikinci molar dişlerin distalinde yumuşak dokunun birikmesiyle perikoronit oluşturabilmektedir. Bunu önlemek için, bir tedavi planı oluştururken molar dişlerin distalindeki mevcut alan kontrol edilmelidir ve üçüncü molar dişlerin çekildiğinden emin olunmalıdır.

Distalizasyondan önce göz önünde bulundurulması gereken diğer bir anatomik parametre ise mandibular molar dişlerin mandibular kanal ile olan ilişkisidir. Mandibular dişler bazen mandibular kanal ile yakın ilişkide olabilmekte ve distalizasyonları sırasında hastanın dudağında parastezi oluşabilmektedir (120).

5.2 Sonlu Elemanlar Analizi Metodunun Tartışılması

Sonlu elemanlar analizi, özellikle mühendislik ve sağlık alanlarında sıklıkla kullanılan bir çeşit bilgisayar destekli simülasyondur (101). Bu simülasyonlar sayesinde sonsuz sayıdaki değişken tahmin edilebilir sonlu sayıda elemana dönüştürülmekte ve bu sayede elde edilen veriler tedavi mekanikleri açısından tahmin edilebilir sonuçlara dönüştürülebilmektedir (103,114). Ramal miniplak ve bukkal shelf'e yerleştirilen MBS minividalardan uygulanan mandibular ark distalizasyonunun dental arka olan etkilerinin incelendiği çalışmamızda sonlu elemanlar analizi tercih edilerek olası değişkenler tahmin edilmeye çalışılmış ve sonsuz sayıdaki bilinmeyen değişken bu sayede kuvvet ve iskeletsel elemanlar bazına indirgenmiştir. Ortodontik tedavinin etki meydana getiren faktörü kuvvettir. Kuvvetin determinantlara yani cebirsel anlatımlara ayrılması daha etkili tedavi hminleri üretmeye yardımcı olacaktır. Sonlu elemanlar analizi sayesinde kuvvetin değişkenleri rahatlıkla kontrol edilebilmektedir. Bu amaçla kuvvetin etkilerini daha sağlıklı ve etikili bir şekilde değerlendirebilmek için çalışmamızda sonlu elemanlar analizi tercih edilmiştir.

Analiz yapılacak sonlu elemalar modelini elde etmek için medikal görüntüler ile modelleme, bire bir anatomik modelleme ve segmentasyon gibi farklı yöntemler önerilmiştir (99,101,121). Medikal görüntülerden faydalanılarak yapılan modellemede öncelikle konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri seçilerek taranmakta, taranan görüntüler üzerindeki hata ve artefaktlar ise manuel olarak düzeltilmektedir. Elde edilen hacimsel görüntüler rekonstrükte edilerek DICOM formatında üç boyutlu görüntüleri oluşturacak farklı bir programda düzenlenerek kullanılmaktadır. Burada dikkat edilmesi gereken kemik ve dental yapılar gibi dokuların iyi ayrıştırılması ve mekanik özelliklerinin programa iyi tanımlanmasıdır. Çünkü yazılımda kuvvetin etkileri incelenirken üç boyutlu görüntü dakuların mekanik özellikleri ve sınır değerlerine göre cevap-tepki verecektir (101). Bu noktada çalışmamızda kullanılan görüntü özellikle Sınıf III iskeletsel maloklüzyona sahip olan bir bireyden bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan modellerde şematize edilen materyallerle ilgili sonucun doğruluğunu ve güvenilirliğini etkileyecek bir diğer faktör ise homojenitedir. Özellikle

kemik, mine ve dentin gibi dokular farklı yapısal konfigürasyonlar sergileyebilmektedir. Bu tarz elemanlara anizotropik materyaller denir (102). Belirtilen yapısal dağılım farklılığı sonucu homojenitenin olmaması stres dağılımı ile gerilimsel etkilerin değerlendirilmesini olumsuz etkileyebilmektedir. Birçok çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da bu yapılar izotropik olarak kabul edilmiştir. Analiz yapılırken tüm elemanlar lineer ve homojen olarak simule edilmiştir.

Dişlerin ve periodontal yapıların simüle edilmesi sadece bilgisayarlı tomografik radyograflardan elde edilen görüntüler baz alınarak yapılamamaktadır, çünkü görüntülerdeki artefakt ve çözünürlük yeterli veriyi sağlamamaktadır. Çalışmada dental yapıların modellenmesi safhasında morfolojik özellikler bu yapıların birebir modellerinin üç boyutlu tarayıcı ile elde edilen görüntülerinden faydalanılarak uygulanmıştır. Mine, dentin, sement ve periodontal ligament gibi yapıların özellikleri ise analize manuel olarak girilmiştir. Burada referans alınan değerler daha önceki çalışmalarda tanımlanan değerler göz önüne alınarak uygulanmıştır (114,121).

Mandibular kortikal kemik, süngerimsi kemik, dişler, periodontal ligament, minividalar, miniplaklar ve ataçmanların modellenmesi ile elde edilen görüntülerin ayrı düzlemsel koordinatlarda olmaları sebebiyle bu yapıların hepsinin uygun bir şekilde birleştirilmesi gerekmektedir. Kranial ve dental yapıların elde edilen üç boyutlu sonlu elemanları gerçek morfolojisini yansıtacak şekilde uzaysal koordinat düzleminde olması gereken yerlere yerleştirilmiş ve sınır koşulları bu yeni tümleşik yapı üzerinden tekrar belirlenmiştir.

Sınır koşulları, özellikle uygulanan kuvvete bağlı oluşacak değişikliklerin hangi karakterde meydana geleceğini sınırlandırmaktadır. Sınır koşulları uygun olarak belirlenmezse elde edilen simülasyonda uzayda sınırsız rotasyon ya da atipik yönlerde hareketler meydana gelebilmektedir. Bu amaçla sınır koşulları kranial bölge sabitlenerek her serbestlik derecesinde sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir ve bu şekilde her model için ayrı ayrı sınır koşulları tespit edilmiştir. Sınır koşullarının tespiti dikkatli bir şekilde kontrol edilerek olası hataların indirgenmesi amaçlanmıştır.

Diğer çalışmalardan alınan bilgiler doğrultusunda çalışmada miniplak modelinde

distalizasyon için 300gr, minivida modelinde ise 200 cN(203 gr) kuvvet dental arka aktarılmıştır.

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizi kuvvetin ilk uygulandığı andaki yer değişimini bize göstermektedir. Normal şartlar altında ortodontik kuvvetlerin etkisi ile oluşan diş hareketleri anlık değil, bir sürecin sonunda oluşurlar. Bu açıdan bakıldığında yaptığımız analizlerin sonucu fiziksel ve matematiksel olarak ne kadar doğru görünse de işin biyolojik kısmını göz önüne alırsak yanılığın paylarının olması kaçınılmazdır (122).

5.3 Bulguların tartışılması

5.3.1 X aksındaki anlık dental yer değişimi

Minivida ve miniplak ile mandibular arka distal yönde (+y doğrultusunda) kuvvet uyguladığımızda bu kuvvetin intrüzyon, ekstrüzyon ya da bu bölgedeki dişlerin bukkal yönde devrilmeye sebep olabilecek kuvvet bileşkelere maruz kalacağını öngörmekteyiz. Normal şartlarda bu ekseninde pozitif yönde oluşan diş hareketinin anlamı kanin kanin ve molarlar arası mesafenin transfers olarak artması anlamına gelmektedir. Bu da stabil olmadığı için istediğimiz bir hareket değildir. Kook ve ark. (14) ramal plak ile yaptıkları mandibular distalizasyon çalışmasında bu plağın avantajlarından biri olarak bukkal shelf'e yerleştirilen bir minivida'ya göre kanin kanin arası transfers yönündeki mesafeyi çok etkilemeyeceğini savunmuşlardır. Bunu iddia ederken de bu mini vidaların anatomik limitasyondan kaynaklı olarak daha lateral yerleşimini neden olarak göstermişlerdir. X aksında yani transfers yönde en çok hareket edeceğini düşündüğümüz dişler mandibular keser dişlerdir çünkü vektörel olarak bu dişlere x aksında pozitif yönde daha çok kuvvet gelmektedir. Çalışmamızda her iki grupta da x aksının pozitif yönünde hareket görülmüştür. Miniplak grubunda ark distalizasyonu için daha fazla kuvvet uygulanmasına rağmen bu kuvvetin x aksındaki vektörü minividadan uygulanan kuvvetin vektörüne göre daha azdır. Çünkü miniplak lateral olarak dental arka minividadan daha yakındır. Minivida grubunda x aksında görülen anlık pozitif yer değiştirme miniplak grubundan daha fazladır. Bunu da daha önce belirttiğimiz kuvvet-vektör değişkenlerinin farklılığı ile

açıklamak mümkündür. Minivida her ne kadar daha az kuvvet uyguluyor olsa da lateral vektörü daha büyük olduğu için kanin kanin arası mesafeyi daha çok arttırmaya yönelik x aksının pozitif yönünde dışa doğru arkı hareket ettirmiştir.

Bizim bulgularımızın aksine Chen ve ark. (10) bukkal shelf bölgesine yerleştirdikleri mini vidalar ile yaptıkları Sınıf III kompanzasyon tedavisi vaka raporunda tedavi sonunda yaptıkları ölçümlerde manibular kanin kanin arası mesafenin 31 mm den 29 mm'ye düştüğünü rapor etmişlerdir. Mekanik olarak bu yönde bir kuvvet uygulanmaması bu sonucun tedavi mekaniği sırasında keser diş bölgesinden stripping uygulanması sonucu oluşmuş olabileceğini ve x aksında bulduğumuz pozitif hareketin klinik olarak önemsiz olabileceğini düşündürmektedir. Başka bir açıklama ise kuvvet bukkal yüzeyden uygulandığı için linguale doğru oluşacak rotasyonel hareket ile bu mesafenin azalmış olabileceğidir. Aynı çalışmada mandibular intermolar mesafe 49 mm'den 52 mm ye çıkmıştır. Bu da bukkal shelf bölgesine yerleştirilen mini vidanın intrüziv etkisinin posterior dişlerde bukkal tippinge benzer bir harekete neden olacağı ve bununla beraber mandibular arkın anatomik yapısının buna sebep olabileceği ile açıklanabilir.

Tai ve ark. (21) mandibular birinci ve ikinci molarlar arasına yerleştirdikleri bir minividadan destek alarak sliding jig yardımıyla gerçekleştirdikleri total mandibular ark distalizasyonunda interkanin mesafenin 27.9 mm den 26.8 mm'ye düştüğünü bulmuşlardır. Bunun dışında taradığımız hiçbir vaka raporu x aksı yani transfers yönde tedavi öncesi ve sonra değişimlerini rapor etmemiştir. Çalışmalarda rapor edilen genel değerler uygulanan kuvvetin asıl vektörü olan y aksı yani sagittal yöndedir. Bu aksta oluşan yer değişimlerinin anlaşılması için daha fazla çalışmanın yapılması gerekmektedir.

5.3.2 Y aksındaki anlık dental yer değişimi

Total mandibular ark distalizasyonu uyguladığımız minivida ve miniplak gruplarındaki temel kuvvet vektörü sagittal yönde yani y aksındadır. Literatür taraması oluyla ulaşamadığı için çalışmaların yazarları olan Chris Chang ve Yoon Ah-Kook'a elektronik

posta yoluyla ulaşıp gerekli kuvvet değerleri öğrenilmiştir. Miniplak grubunda bu kuvvet 300gr iken minivida grubunda 200 cN (203 gr) olarak bildirilmiştir. Çalışmamızda her iki grupta da kron seviyesinde y aksında pozitif değerler bulunmuştur. Miniplak grubunun ortalama pozitif değeri yani distalizasyon hareketi minivida grubundan nicelik olarak daha fazladır. Bu zaten beklediğimiz bir sonuçtur ve plak grubunun kuvvet vektörünün büyüklüğünden kaynaklanmaktadır. Köklerdeki anlık yer değişimine baktığımızda ise plak grubunda ve vida grubunda pozitif değerler görmekteyiz. Miniplak grubunda tipping'e uğrayan dişlerin köklerinde izlediğimiz pozitif değerler kron seviyesindeki pozitif yer değiştirmenin ortalama onbinde biridir. Minivida grubunda kök seviyesindeki yer değişimi ise krona oluşan değişimin yarısı ile onda biri arasında değişmektedir. Matematiksel olarak bu sonuçlar her iki grupta da distal yönde kron seviyesinde bir tipping'in olduğunu bize söylemektedir ve bu tipping miniplak grubunda daha fazladır. Bu cevap oldukça mantıklıdır çünkü uygulanan her iki kuvvet vektörü de mandibular dentisyonun rezistans noktalarının üzerinden geçmektedir ama miniplak grubunun kuvvet vektörü kron seviyesine daha yakındır ve uygulanan kuvvet 100 gr daha fazladır. Bu da bize göre oluşan distal tippingin miktarının daha fazla olmasını açıklamaktadır.

Bulgularımıza benzer şekilde Poletti ve ark. (67) retromolar bölgeye yerleştirdikleri minividalar yardımı ile yaptıkları mandibular ark distalizasyonunda kron seviyesinde ortalama 4mm'lik bir distalizasyon gerçekleştirmişler ve yaptıkları karşılaştırmada 10 derecelik bir tipping bulmuşlardır. Kook ve ark. (14) ramal mini plaklar ile iki adet yetişkin sınıf III malokluzyona sahip hastaya mandibular distalizasyon uygulamışlar ve sırayla kesici dişlerde kron seviyesinde 4.2 mm ve 4.9 mm lik distalizasyon gerçekleştirmişlerdir. İlk hastalarında distalize edilen miktarın %24 ü ikinci hastada ise %37 si distale tipping ile gerçekleşmiştir. Bu da 10.5 derecelik bir lingual inklinasyon demektir. Molar dişlerde ise kron seviyesinde ortalama 3.2 mm distalizasyon gerçekleştirmişlerdir. Kök seviyesinde ise bu 2.0 mm dir. Bunun sonucunda 4.6 derecelik bir tipping oluşmuştur.

Young ve ark. (64) yaptıkları bir çalışmada daha önce bukkal shelf bölgesine yerleştirilen minividalar yardımı ile distalizasyon gerçekleştirilen 23 hastanın radyografik kayıtlarından ve dental modellerinden yararlanılarak bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Mandibular molarların 1.6 mm ile 2.5 mm arasında kron seviyesinde distalize olduklarını saptamışlardır. Bu mandibular ark distalizasyonunun tipping değerlerinin ise 6.6 derece ile 8.3 derece arasında olduğu bulunmuştur. Park ve ark. (65) 11 adet mini vida ile total mandibular ark distalizasyonu yapılan hastanın kayıtlarını incelediklerinde posterior dişlerdeki devrilmenin kaçınılmaz olduğunu vurgulamışlardır. Jing ve ark. (12) bukkal shelf bölgesine yerleştirdikleri minividalar ile yetişkin kadın hastada anterior keser dişleri lingual inklınasyona uğratmadan 4 mm retrakte ettiklerini ve karşılaştırma incelemelerinde birinci molar dişlerin kron seviyesinde 4 mm kök seviyesinde ise 3 mm distalize olduklarını görmüşlerdir. Bu da posterior dişlerin distal tippinge uğradığını bize işaret etmektedir.

Sugawara ve ark. (7) da geliştirdikleri SAS plakları ile 15 yetişkin hastada çift taraflı molar distalizasyonu yaptıkları çalışmalarında birinci molar dişlerde kron seviyesinde ortalama 3.5 mm kök seviyesinde ise 1.8 mm distalizasyon meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bu da bize yine distal tippingin gerçekleştiğini göstermektedir (7). Bir yıllık takipte 0.3 mm relaps gözlemlendiği bildirilmiştir.

Ortodontik tedavilerin uzun dönemde en büyük düşmanı relapsdır. Kompanzasyon tedavilerinde de relaps karşılaştığımız en önemli sorunlardan biridir. Çalışmamızda bulduğumuz sonuçlara ve benzer konuda yayınlanan makalelere baktığımızda total mandibular ark distalizasyonunun şu andaki tekniklerle gövdesel bir şekilde yapılması mümkün değildir. Bu da bize tedavilerimizde mandibular ark distalizasyonunda fazla düzeltim yapmamız gerektiğini ve pekiştirme tedavisinin önemini göstermektedir.

5.3.3 Z aksındaki anlık dental yer değişimi

Dik yön boyutları artmış ve Sınıf III malokluzyona sahip hastalar ortodonti için hep zorlayıcı olmuşlardır. Mekanik bazda yaklaşıldığında genelde sagittal yöndeki bozukluğun çözümü vertikal komponenti, vertikal yöndeki bozukluğun çözümü ise sagittal komponenti istenmeyen yönde değişikliğe uğratmaktadır. Örnek vermek gerekirse dik yön boyutları artmış ergen bir bireyde kullanılan yüz maskesi, maksillayı öne taşıırken aynı zamanda anterior rotasyona uğratıp dik yön değerlerini artırır. Aynı şekilde sabit tedavi içerisinde kullanılan Sınıf III intermaksiller elastiklerin vertikal vektörü maksiller posterior dişleri ekstrüze edip dik yön boyutlarını artırır. Bu dik yön artışı ise açık kapanışın daha da artmasına sebep olur.

Tez çalışmamızda uyguladığımız her iki teknikte de kuvvetin uygulanma noktaları mandibular arkın direnç merkezinin üzerinde konumlanmaktadır. Mini plak grubunda uygulanan kuvvetin vertikal seviyesi minivida grubuna göre 2 - 3 mm daha yukarıda yani z aksının pozitif yönünde kalmaktadır. Önceki bilgilerimizden bunun mandibular arka daha fazla anterior rotasyona uğratmaya zorlayacağını bilmekteyiz. Ayrıca miniplak grubunda uygulanan kuvvetin minivida grubuna göre 100 gr daha fazla olduğunu da unutmamalıyız. Z aksındaki sonuçlara baktığımızda miniplak grubunda keser ve premolar dişlerin z aksının pozitif yönünde hareket ettiğini görmekteyiz. Bu bize ekstrüzyonu işaret etmektedir. Birinci ve ikinci molar dişlerin ise z aksının negatif yönüne hareket ettiğini görmekteyiz bu da bize intrüzyonu göstermektedir. Bu sonuçlar bize mini plak grubunda mandibular arkın ikinci premoların distalinde bir noktadan anterior yönde bir rotasyon yaptığını göstermektedir. Minivida grubunda ise arkın tümünde bir intrüzyon görülmektedir. Bunun temel sebebinin minividanının konumunun daha önce belirttiğimiz üzere vertikal olarak miniplağa ve mandibular arka göre z aksında negatif konumda olmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz. Relatif intrüzyon miktarlarına baktığımızda ise posteriordaki intrüzyonun keser bölgesine göre daha fazla olduğunu (yaklaşık on katı) görmekteyiz. Bu bilgi bize minivida grubunda da mandibular arkta bir anterior

rotasyon gerçekleştiğini belirtmektedir. Bu rotasyonun kuvvetin daha az uygulanması, uygulandığı noktanın daha apikalde kalması gibi etkenlere bağlı olarak daha az olduğunu dűřünmekteyiz.

Poletti ve ark. (67) retromolar minividalar ile gerçekleřtirdikleri mandibular ark distalizasyonu sonucunda mandibular keser diřlerde 1.6 mm'lik bir ekstrűzyon gűrműřler, molar diřlerde ise vertikal bir deđiřiklik kaydetmemiřlerdir. Kook ve ark. (14) ramal plak yerleřtirerek mandibular distalizasyon uyguladıkları 30 hastanın bařlađıç ve bitiř filmlerinde yaptıkları akıřtırmalar sonucunda keser diřlerde ortalama 0.97 mm ekstrűzyon, birinci molar diřlerde ise 0.77 mm intrűzyon gűrműřlerdir. Oh ve ark. (64) 23 yetiřkin mandibular ark distalizasyonu yapılmıř hastanın sefalometrik deđerlerini incelemiřler ve mandibular posterior diřlerde ortalama 1.02 mm'lik bir intrűzyon ile birlikte okluzal dűzlemin anterior rotasyon yaptığını belirtmiřlerdir. Bu tez çalıřmasının da dahil olduđu bu sonuçlar, mandibular arkın rotasyon merkezinin űzerinden uygulanan miniplak ve minivida sistemlerinin dik yűnű artmıř hastalarda mandibular arkı posterior rotasyona uđratmadan gűvenle kullanılabileceđini bize iřaret etmektedir.

6. SONUÇLAR

Ramal miniplak ve bukkal shelf'e yerleştirilen minivida ankrajından uygulanan mandibular ark distalizasyonunun dental etkilerinin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelendiği çalışmamızda şu sonuçlara varılmıştır;

1. Miniplak grubunda ve minivida grubunda gerçekleşen distalizasyon mandibular arktaki dişleri tippinge uğratmaktadır ve bu tipping miktarı miniplak grubunda daha fazladır.
2. Ramal miniplak ve bukkal shelf bölgesine yerleştirilen minividalarda interkanin mesafenin artmasına neden olur ve bu artış mini vida grubunda daha fazladır.
3. Miniplak ve minivida grupları distalizasyon sırasında mandibular dentisyonu anterior rotasyona uğratmaktadır ve bu rotasyon miniplak grubunda daha belirgindir.

7. REFERANSLAR

1. Reed E, Kiebach TJ, Martin C, Razmus T, Gunel E, Ngan P. Stability of early Class III orthopedic treatment. *Semin Orthod*. 2014;20(2):114–27.
2. Oltramari-Navarro PVP, Almeida RR de, Conti AC de CF, Navarro R de L, Almeida MR de, Fernandes LSAFP. Early treatment protocol for skeletal class III malocclusion. *Braz Dent J*. 2013;24(2):167–73.
3. Baik HS. Limitations in Orthopedic and Camouflage Treatment for Class III Malocclusion. *Semin Orthod*. 2007;13(3):158–74.
4. Zhou YH, Hägg U, Rabie a B. Concerns and motivations of skeletal Class III patients receiving orthodontic-surgical correction. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 2001;16(1):7–17.
5. Cha BK, Ngan PW. Skeletal Anchorage for Orthopedic Correction of Growing Class III Patients. *Semin Orthod*. 2011;17(2):124–37.
6. Dunphy L. *Contemporary orthodontics*, 5th edition. Vol. 213, Bdj. 2012. 258-258 p.
7. 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. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;125(2):130–8.
8. Chang C, Liu SSY, Roberts WE. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *Angle Orthod*. 2015;85(6):905–10.
9. Mou L, Xu G, Han Y, Ge Z. [Distal movement of the mandibular dentition in the treatment of patients with Class III skeletal pattern]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2015;50(6):373–7.
10. Chen K, Cao Y. Class III malocclusion treated with distalization of the mandibular dentition with miniscrew anchorage: A 2-year follow-up. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2015;148(6):1043–53.
11. Hu H, Chen J, Guo J, Li F, Liu Z, He S, et al. Distalization of the mandibular dentition of an adult with a skeletal Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2012;142(6):854–62.
12. 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. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2013;143(6):877–87.
13. Chung K, Kim SH, Kook Y. C-orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in class III correction. *Angle Orthod*. 2005;75(1):119–28.
14. Kook YA, 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. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2016;150(2):364–77.
15. Yu J, Park JH, Bayome M, Kim S, Kook YA, Kim Y, et al. Treatment effects of mandibular total arch distalization using a ramal plate. *Korean J Orthod*.

- 2016;46(4):212–9.
16. Graber TM, Vanarsdall RL VK. *Orthodontics: Current Principles & Techniques*. Vol. 4th ed, Elsevier / Mosby. 2005. p. 493–542.
 17. Ellis E, McNamara JA. Components of adult class III malocclusion. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984;42(5):295–305.
 18. Guyer EC, Ellis EE, McNamara JA, Behrents RG. Components of class III malocclusion in juveniles and adolescents. *Angle Orthod*. 1986;56(1):7–30.
 19. Jacobson A, Evans WG, Preston CB, Sadowsky PL. Mandibular prognathism. *Am J Orthod*. 1974;66(2):140–71.
 20. Valladares Neto J. Compensatory orthodontic treatment of skeletal Class III malocclusion with anterior crossbite. *Dental Press J Orthod*. 2014;19(1):113–22.
 21. Tai K, Park JH, Tatamiya M, Kojima Y. Distal movement of the mandibular dentition with temporary skeletal anchorage devices to correct a Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2013;144(5):715–25.
 22. Proffit WR, Fields HW, Moray LJ. Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in the United States: estimates from the NHANES III survey. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1998;13(2):97–106.
 23. Reyes BC, Baccetti T, McNamara JA. An estimate of craniofacial growth in Class III malocclusion. Vol. 76, *The Angle orthodontist*. 2006. p. 577–84.
 24. Baccetti T, Reyes BC, McNamara JA. Gender differences in Class III malocclusion. *Angle Orthod*. 2005;75(4):510–20.
 25. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. Growth in the Untreated Class III Subject. *Semin Orthod*. 2007;13(3):130–42.
 26. Lew KK, Foong WC, Loh E. Malocclusion prevalence in an ethnic Chinese population. *Aust Dent J*. 1993;38(6):442–9.
 27. Moreno Uribe LM, Miller SF. Genetics of the dentofacial variation in human malocclusion. *Orthod Craniofac Res*. 2015;18(S1):91–9.
 28. Carlson DS. Evolving concepts of heredity and genetics in orthodontics. Vol. 148, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2015. p. 922–38.
 29. Farronato G, Giannini L, Riva R, Galbiati G, Maspero C. Correlations between malocclusions and dyslalias. *Eur J Paediatr Dent*. 2012;13(1):13–8.
 30. Kaya D, Taner TU. Management of an adult with spaced dentition, Class III malocclusion and open-bite tendency. *Eur J Dent*. 2011;5(1):121–9.
 31. Sayin MÖ, Türkkahraman H. Malocclusion and crowding in an orthodontically referred turkish population. *Angle Orthod*. 2004;74(5):635–9.
 32. Celikoglu M, Akpınar S, Yavuz I. The pattern of malocclusion in a sample of orthodontic patients from Turkey. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15(5).
 33. Gelgör IE, Karaman AI, Ercan E. Prevalence of malocclusion among adolescents in central anatolia. *Eur J Dent*. 2007;1(3):125–31.
 34. Xue F, Wong RWK, Rabie ABM. Genes, genetics, and Class III malocclusion. Vol. 13, *Orthodontics and Craniofacial Research*. 2010. p. 69–74.
 35. Lippi D, Pierleoni F, Franchi L. Retrognathic maxilla in “Habsburg jaw”: Skeletofacial analysis of Joanna of Austria (1547-1578). *Angle Orthod*. 2012;82(3):387–95.
 36. Peacock ZS, Klein KP, Mulliken JB, Kaban LB. The Habsburg Jaw - Re-

- examined. *Am J Med Genet Part A*. 2015;164A:2263–2269.
37. Kanas RJ, Carapezza L, Kanas SJ. Treatment classification of Class III malocclusion. *J Clin Pediatr Dent*. 2008;33(2):175–85.
 38. De Toffol L, Pavoni C, Baccetti T, Franchi L, Cozza P. Orthopedic treatment outcomes in Class III malocclusion. Vol. 78, *Angle Orthodontist*. 2008. p. 561–73.
 39. Cozzani G. Extraoral traction and Class III treatment. *Am J Orthod*. 1981;80(6):638–50.
 40. Schoenwetter R. Nonsurgical class III orthodontic treatment. *Angle Orthod*. 1977;47(2):147–9.
 41. Woods MG. Class III treatment opportunities. *Ann R Australas Coll Dent Surg*. 2002;16:71–3.
 42. Ngan P. Early timely treatment of class III malocclusion. *Semin Orthod*. 2005;11(3):140–5.
 43. Southard TE, Marshall SD, Allareddy V, Moreno Uribe LM, Holton NE. An evidence-based comparison of headgear and functional appliance therapy for the correction of Class II malocclusions. *Semin Orthod*. 2013;19(3):174–95.
 44. Nanda RS, Dandajena TC. The role of the headgear in growth modification. Vol. 12, *Seminars in Orthodontics*. 2006. p. 25–33.
 45. Graber LW. Chin cup therapy for mandibular prognathism. *Am J Orthod*. 1977;72(1):23–41.
 46. Graber TM, Chung DD, Aoba JT. Dentofacial orthopedics versus orthodontics. *J Am Dent Assoc*. 1967;75(5):1145–66.
 47. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Maxillary protraction with and without maxillary expansion: A finite element analysis of sutural stresses. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009;136(3):361–6.
 48. Nanda R. Biomechanical and clinical considerations of a modified protraction headgear. *Am J Orthod*. 1980;78(2):125–39.
 49. Singer SL, Henry PJ, Rosenberg I. Osseointegrated Implants as an Adjunct to Facemask Therapy: A Case Report. *Angle Orthod*. 2000;70(3):253–62.
 50. Ağlarçel C, Esenlik E, Flndlk Y. Comparison of short-term effects between face mask and skeletal anchorage therapy with intermaxillary elastics in patients with maxillary retrognathia. *Eur J Orthod*. 2016;38(3):313–23.
 51. De Clerck HJ, Cornelis MA, Cevidanes LH, Heymann GC, Tulloch CJF. Orthopedic Traction of the Maxilla With Miniplates: A New Perspective for Treatment of Midface Deficiency. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(10):2123–9.
 52. Cha BK, Choi DS, Ngan P, Jost-Brinkmann PG, Kim SM, Jang IS. Maxillary protraction with miniplates providing skeletal anchorage in a growing Class III patient. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2011;139(1):99–112.
 53. Sar C, Arman-Özçırpıcı A, Uçkan S, Yazıcı a C. Comparative evaluation of maxillary protraction with or without skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(5):636–49.
 54. Bell WH, Ferraro JW. *Modern Practice in Orthognathic and Reconstructive Surgery*. *Plast Reconstr Surg*. 1993;92(2):362.
 55. Kwon TG, Na K, Lee SH. Obwegeser II osteotomy (transoral angle osteotomy)

- for open bite with skeletal class III deformity. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2014;42(7):1382–8.
56. Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. Part II. Operating methods for microgenia and distoclusion. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1957;10(8):787–92.
 57. Lee C-H, Park H-H, Seo B-M, Lee S-J. Modern trends in Class III orthognathic treatment: *A time series analysis.* *Angle Orthod.* 2017;87(2):269–78.
 58. Bailey LJ, White RP, Proffit WR, Turvey TA. Segmental lefort I osteotomy for management of transverse maxillary deficiency. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(7):728–31.
 59. Wirthlin JO, Shetye PR. Orthodontist’s role in orthognathic surgery. *Semin Plast Surg.* 2013;27(3):137–44.
 60. Bishara SE. *Textbook of Orthodontics* 1st ed. Saunders. 2001. 54 p.
 61. Burns NR, Musich DR, Martin C, Razmus T, Gunel E, Ngan P. Class III camouflage treatment: What are the limits? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(1).
 62. Chaques Asensi J. [Limiting factors in the class III camouflage treatment: a potential protocol]. *Orthod Fr.* 2016;87(2):205–28.
 63. Janson G, Prado De Souza JE, De Andrade Alves F, Andrade P, Nakamura A, Roberto De Freitas M, et al. Extreme dentoalveolar compensation in the treatment of Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;128(6):787–94.
 64. Oh YH, Park HS, Kwon TG. Treatment effects of microimplant-aided sliding mechanics on distal retraction of posterior teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;139(4):470–81.
 65. Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2005;75(4):602–9.
 66. Suh HY, Lee SJ, Park HS. Use of mini-implants to avoid maxillary surgery for class III mandibular prognathic patient: A long-term post-retention case. *Korean J Orthod.* 2014;44(6):342–9.
 67. Poletti L, Silvera AA, Ghislanzoni LTH. Dentoalveolar class III treatment using retromolar miniscrew anchorage. *Prog Orthod.* 2013;14(1):1–6.
 68. Sugawara Y, Kuroda S, Tamamura N, Takano-Yamamoto T. Adult patient with mandibular protrusion and unstable occlusion treated with titanium screw anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(1):102–11.
 69. Mao L, Fang B, Shen G, Xia Y, Yuan L. [Clinical study of ramus implant anchorage for mandibular arch distalization]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2011 Oct;20(5):500–5.
 70. Agarwal S, Shah N, Yadav S, Nanda R. Mandibular arch retraction with retromolar skeletal anchorage in a Class III open-bite patient. *J Clin Orthod.* 2014 Dec;48(12):775–82.
 71. Farret MM, Farret MMB, Farret AM. Orthodontic camouflage of skeletal Class III malocclusion with miniplate: a case report. *Dental Press J Orthod.* 2016;21(4):89–98.
 72. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.*

- 1983;17(4):266–9.
73. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115(2):166–74.
 74. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998;13(3):201–9.
 75. Cheng S, 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(1):100–6.
 76. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg.* 1945;31(8):406–17.
 77. Glatzmaier J, Wehrbein H, Diedrich P. Biodegradable implants for orthodontic anchorage. A preliminary biomechanical study. *Eur J Orthod.* 1996;18(5):465–9.
 78. Upadhyay M, Nanda R. Biomechanics in Orthodontics. In: *Esthetics and Biomechanics in Orthodontics: Second Edition.* 2014. p. 74–89.
 79. 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. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(6):768–75.
 80. Bayat E, Bauss O. Effect of smoking on the failure rates of orthodontic miniscrews. *J Orofac Orthop.* 2010;71(2):117–24.
 81. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent.* 1987;57(5):597–607.
 82. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;135(5).
 83. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126(1):42–7.
 84. Wang YC, Liou EJW. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(1):38–43.
 85. Oh T-J, Shotwell JL, Billy EJ, Wang H-L. Effect of Flapless Implant Surgery on Soft Tissue Profile: A Randomized Controlled Clinical Trial. *J Periodontol.* 2006;77(5):874–82.
 86. Topouzellis N, Tsaousoglou P. Clinical factors correlated with the success rate of miniscrews in orthodontic treatment. *Int J Oral Sci.* 2012;4(1):38–44.
 87. Kim JW, Ahn SJ, Chang Y II. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;128(2):190–4.
 88. Heidemann W, Terheyden H, Louis Gerlach K. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2001;29(2):69–74.
 89. Sugawara J. A Bioefficient Skeletal Anchorage System. In: *Esthetics and Biomechanics in Orthodontics: Second Edition.* 2014. p. 411–22.
 90. Sugawara J, Nishimura M. Minibone plates: The skeletal anchorage system. *Semin Orthod.* 2005;11(1 SPEC. ISS.):47–56.
 91. Thébault B, Bédhet N, Béhaghel M, Elamrani K. The benefits of using anchorage

- miniplates. Are they compatible with everyday orthodontic practice? *TL - 9. Int Orthod.* 2011;9 VN-re(4):353–87.
92. Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;122(6):593–600.
 93. Erverdi N, Keles A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: A cephalometric evaluation. *Angle Orthod.* 2004;74(3):381–90.
 94. Seres L, Kocsis A. Closure of severe skeletal anterior open bite with zygomatic anchorage. *J Craniofac Surg.* 2009;20(2):478–82.
 95. Akan S, Kocadereli I, Aktas A, Tasar F. Effects of maxillary molar intrusion with zygomatic anchorage on the stomatognathic system in anterior open bite patients. *Eur J Orthod.* 2013;35(1):93–102.
 96. Schätzle M, Männchen R, Zwahlen M, Lang NP. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(12):1351–9.
 97. Eroğlu T, Kaya B, Çetinşahin A, Arman A, Uçkan S. Success of Zygomatic Plate-Screw Anchorage System. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(3):602–5.
 98. Nalbantgil D, Tozlu M, Ozdemir F, Oztoprak MO, Arun T. FEM analysis of a new miniplate: Stress distribution on the plate, screws and the bone. *Eur J Dent.* 2012;6(1):9–15.
 99. Jerry Q, Hannan MA, Mutashar S, Samad SA, Hussain A, Toparli M, et al. Introduction To the Finite Element Method. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;13(4):360–9.
 100. Čižmár T, Dholakia K. Shaping the light transmission through a multimode optical fibre: complex transformation analysis and applications in biophotonics. *Opt Express.* 2011;19(20):18871.
 101. Hughes T. The finite element method: Linear static and dynamic finite element analysis. Prentice-Hall, Inc. 1987. p. 825.
 102. Morse PM. Methods of Theoretical Physics. Vol. 22, American Journal of Physics. 1954. 410 p.
 103. Koriath TWP, Versluis A. Modeling the Mechanical Behavior of the Jaws and Their Related Structures By Finite Element (Fe) Analysis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997;8(1):90–104.
 104. Yoshikawa DK, Burstone CJ, Goldberg AJ, Morton J. Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. *J Dent Res.* 1981;60(2):139–45.
 105. Iseri H, Tekkaya AE, Oztan O, Bilgic S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *Eur J Orthod.* 1998;20(4):347–56.
 106. Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, 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. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;120(2):190–7.
 107. 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. *J Biomed Eng.* 1988;10(3):246–52.

108. Jo AR, Mo SS, Lee KJ, Sung SJ, Chun YS. Finite-element analysis of the center of resistance of the mandibular dentition. *Korean J Orthod.* 2017;47(1):21–30.
109. Yan X, He W, Lin T, Liu J, Bai X, Yan G, et al. Three-dimensional finite element analysis of the craniomaxillary complex during maxillary protraction with bone anchorage vs conventional dental anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;143(2):197–205.
110. Katada H, Katada H, Isshiki Y. Changes in orthodontic cephalometric reference points on application of orthopedic force to jaw: three-dimensional finite element analysis. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2005;46(3):59–65.
111. Lee RJ, Moon W, Hong C. Effects of monocortical and bicortical mini-implant anchorage on bone-borne palatal expansion using finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;151(5):887–97.
112. Hedayati Z, Shomali M. Maxillary anterior en masse retraction using different antero-posterior position of mini screw: a 3D finite element study. *Prog Orthod.* 2016;17(1):31.
113. Magesh V, Harikrishnan P, Kingsly Jeba Singh D. Finite element analysis of slot wall deformation in stainless steel and titanium orthodontic brackets during simulated palatal root torque. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018;153(4):481–8.
114. Eugene Roberts W, 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. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;148(6):943–55.
115. Park H-S. An Anatomical Study using CT Images for the Implantation of Micro-implants. Vol. 32, *Korean J Orthod.* 2002. p. 435–41.
116. Lim J-K. Molar Distalization with a Miniscrew-Anchored Sliding Jig. *J Clin Orthod.* 2011 Jul;XLV(July):368–77.
117. Sugawara J, Kanzaki R, Takahashi I, Nagasaka H, Nanda R. Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;129(6):723–33.
118. Chung KR, Kim SH, Choo HR, Kook YA, Cope JB. Distalization of the mandibular dentition with mini-implants to correct a Class III malocclusion with a midline deviation. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(1):135–46.
119. Antoszewska-Smith J, Sarul M, Łyczek J, Konopka T, Kawala B. Effectiveness of orthodontic miniscrew implants in anchorage reinforcement during en-masse retraction: A systematic review and meta-analysis. Vol. 151, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* Elsevier; 2017. p. 440–55.
120. Farronato G, Garagiola U, Farronato D, Bolzoni L, Parazzoli E. Temporary lip paresthesia during orthodontic molar distalization: Report of a case. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(6):898–901.
121. Park M, Na Y, Park M, Ahn J. Biomechanical analysis of distalization of mandibular molars by placing a mini-plate: A finite element study. *Korean J Orthod.* 2017;47(5):289–97.
122. Knop L, Gandini L, Shintcovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2015;20(2):119–25.

