

T.C.

AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**DENTAL ORTA HAT DÜZELTME MEKANİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI: BİR SONLU ELEMANLAR ANALİZ ÇALIŞMASI**

Ayşegül SÜĞÜRTİN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Tez No: 29

Danışman

Doç. Dr. Hasan CAMCI

2023 – AFYONKARAHİSAR

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ
FAKÜLTESİ ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DENTAL ORTA HAT DÜZELTME MEKANİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI: BİR SONLU ELEMANLAR ANALİZ
ÇALIŞMASI

Hazırlayan

Arş. Gör. Dt. Ayşegül SÜĞÜRTİN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Bu çalışma; Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Komisyonu tarafından 22.DUS.006 proje numarası ile desteklenmiştir.

2023-AFYONKARAHİSAR

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca akademik bilgisi ve klinik tecrübesiyle her daim yoluma ışık tutan, tezimin her aşamasında emeği ve desteğini esirgemeyen, hayatımla ilgili attığım her adımda olumlu tavrı ve tecrübesiyle yanımda hissettiğim değerli tez danışman hocam Doc.Dr. Hasan CAMCI'ya,

Afyon'daki ikinci ailem gibi olan dostlarım Işıl ŞENOCAK, Farhad SALMANPOUR'a, Merve ZORLU'ya ve Şeyda CANBAZ ÇEVİK'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan keyif aldığım Ortodonti Anabilim Dalı'ndaki bütün asistan arkadaşlarıma ve tüm yardımcı sağlık personeline,

Beni bu günlere getiren, hayatım boyunca destek ve sevgileriyle yanımda yer alan aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

DENTAL ORTA HAT DÜZELTME MEKANİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI: BİR SONLU ELEMANLAR ANALİZ ÇALIŞMASI AYŞEGÜL SÜĞÜRTİN

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde
Uzmanlık Tezi
NİSAN 2023
Danışman: Doc. Dr. Hasan CAMCI

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı; dental orta hat sapmasında kullanılan üç farklı tedavi tekniğinin dişler ve diş arkı üzerindeki etkisini sonlu eleman analiz yöntemiyle değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere maksiller ve mandibular kemikler, üçüncü büyük azı dişleri hariç tüm daimi dişler, mini vida, ortodontik braket ve tel üç boyutlu olarak modellenmiştir. Birinci senaryoda; mandibulanın sağ kadranında kanin-birinci premolar dişlerin arasına oklüzal düzleme paralel bir mini vida ve aynı bölgede ikinci premoların distalinde ark teli üzerine bir kanca yerleştirilmiştir. Mandibulanın sol kadranında ise birinci ile ikinci molar dişlerin arasında oklüzal düzleme dik bir mini vida ve aynı bölgede kanin mezialinde ark üzerine bir kanca yerleştirilmiştir. Bu kancalardan mini vidalara kuvvetler uygulanmıştır. İkinci senaryoda; çenenin sağ kadranında sınıf 2 elastik, sol kadranına sınıf 3 elastik, anterior bölgede diyagonal intermaksiller elastikler uygulanmıştır. Üçüncü senaryoda ise; sınıf 2 intermaksiller elastik ve buna ek olarak orta hattın kaydırılması istenen tarafın tersi yönde dengeleyici bir diyagonal intermaksiller elastik ile diş arkına kuvvetler uygulanmıştır.

Bulgular: Üç senaryoda transvers ekseninde alt keserler sola doğru hareket etmiştir. En fazla hareket birinci senaryoda görülmüştür. İkinci ve üçüncü senaryoda lastik uygulanan üst keser dişler sağa doğru yer değiştirmiştir. Sayısal değerler incelendiğinde en fazla üst keser hareketi üçüncü senaryoda olmuştur. Sagittal yönde ikinci senaryo için üst sağ ve alt sol posterior dişlerde ve distalizasyon, üst sol ve alt sağ posterior dişlerde mezializasyon görülmüştür. Üçüncü senaryoda ise üst çenede sağ ve sol posterior dişlerde distalizasyon, alt çene sağ ve sol posterior dişlerde ise mezializasyon gözlenmiştir. Sayısal verilere göre sagittal yönde total diş hareketi sağlamada ikinci senaryo, üçüncü senaryoya göre daha etkili bulunmuştur. Vertikal eksenindeki değerlendirmede; birinci senaryoda alt sağ molar dişin meziyobukkal tüberkülü intruze olurken, ikinci senaryoda bu dişin aynı tüberkülü ekstruze olmuştur. Ayrıca ikinci ve üçüncü senaryolarda sağ üst molar dişler intruze olmuştur. Tüm senaryolarda alt ve üst keser dişler ekstruze olmuştur.

Sonuç: Vertikal yöndeki değerlendirmeler sonucunda ikinci senaryoda belirgin miktarda oklüzal kant oluşumu görülmüştür. Üçüncü senaryonun sayısal değerleri incelendiğinde daha az miktarda bir kant oluşumu mevcuttur. Verilere göre sagittal yönde görülen total diş hareketi ikinci senaryoda, üçüncü senaryoya göre daha fazladır. Mini vidalarla yapılan orta hat düzeltmesi, kant oluşumuna sebebiyet vermeksizin, etkili bir yöntemdir.

Anahtar Kelimeler: sonlu elemanlar, orta hat, mini vida

**COMPARISON OF DENTAL MIDLINE CORRECTION MECHANICS:
A FINITE ELEMENT ANALYSIS STUDY
Ayşegül SÜĞÜRTİN**

**Afyonkarahisar Health Sciences University Faculty of Dentistry
Department of Orthodontic Dentistry Specialization Thesis
APRIL 2023
Supervisor: Assoc.Prof. Hasan CAMCI**

ABSTRACT

Objective: The aim of this study; To evaluate the effect of three different treatment techniques used in dental midline deviation on teeth and dental arch with finite element analysis method.

Material and method: Maxillary and mandibular bones, all permanent teeth except third molars, mini screw, orthodontic bracket, and arch wire were modeled in three dimensions to be used in finite element analysis. In the first scenario, In the right quadrant of the mandible, a mini-screw was placed between the canine-first premolar teeth, parallel to the occlusal plane, and a hook on the arch wire distal to the second premolar in the same region. In the left quadrant of the mandible, a mini-screw perpendicular to the occlusal plane was placed between the first and second molars and a hook on the arch in the mesial of the canine in the same region. Forces were applied from these hooks to the mini screws. In the second scenario, class 2 elastics were applied to the right quadrant, class 3 elastics were applied to the left quadrant, and diagonal intermaxillary elastics were applied in the anterior region. In the third scenario, forces were applied to the dental arch with a class 2 intermaxillary elastic plus a compensating diagonal intermaxillary elastic in the opposite direction to the side where midline shift is desired.

Results: In three scenarios, the lower incisors moved to the left on the transverse axis. The most movements were seen in the first scenario. In the second and third scenarios, the upper incisors through which the elastic passes are displaced to the right. The maximum upper incisor movement was in the third scenario. For the second scenario in the sagittal direction, distalization was observed in the upper right and lower left posterior teeth, and mesialization was observed in the upper left and lower right posterior teeth. In the third scenario, distalization was observed in the right and left posterior teeth of the upper jaw, and mesialization was observed in the right and left posterior teeth of the lower jaw. The second scenario was found to be more effective than the third scenario in providing total tooth movement in the sagittal direction. In the evaluation on the vertical axis, In the first scenario, the mesiobuccal cusp of the lower right molar tooth was intruded, while in the second scenario, the same cusp of this tooth was extruded. In addition, in the second and third scenarios, the right upper molars were intruded. Upper and lower incisors were extruded in all scenarios.

Conclusion: In the vertical direction, a significant amount of occlusal cant was observed in the second scenario. For the third scenario, there is a lesser amount of occlusal cant. Total tooth movement in the sagittal direction is higher in the second scenario than in the third scenario. Midline correction with mini screws is an effective method without causing occlusal cant.

Key words: finite element, midline, miniscrew

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	xi
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	xii
1.GİRİŞ ve AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Diş Hareketi Tipleri	3
2.1.1.Devrilme Hareketi (Tipping)	3
2.1.2.Gövdesel Hareket (Translasyon).....	3
2.1.3.İntrüzyon	3
2.1.4.Ekstrüzyon	3
2.1.5.Rotasyon	4
2.2. Dentofasiyal Asimetri ve Orta Hat Uyumsuzlukları	4
2.2.1.Etiyoloji ve Sınıflandırma.....	4
2.2.2. Orta Hat Uyumsuzluklarının Teşhisi ve Tedavisi.....	5
2.2.2.1.Mini Vida ile Dental Orta Hat Düzeltimi.....	14
2.3.Sonlu Elemanlar Analizi.....	16
2.4.Sonlu Eleman Analizinde Temel Kavramlar	17
2.4.1.Element, Ağ Yapısı, Düğüm Noktası	17
2.4.2.Sınır Koşulları.....	19
2.4.3.Kuvvet.....	19
2.4.4.Gerilme (Stress)	19
2.4.5.Von Mises Gerilmesi	20

2.4.6.Asal Gerilme (Principal Stress)	20
2.4.7.Gerinim (Strain)	20
2.4.8.Elastikiyet (Young) Modülü	21
2.4.9.Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	21
2.5.Sonlu Elemanlar Analizini Oluşturan Adımlar.....	21
2.5.1.Geometrik Model Oluşturma:	22
2.5.2.Geometrik Modeli Bir Sonlu Eleman Analizi Modeline Dönüştürme:	22
2.5.3.Malzemenin Mekanik Özelliklerinin Tanımlanması:	22
2.5.4.Sınır Koşullarının Tanımlanması	22
2.5.5.Kuvvetin Uygulanması	22
2.5.6.Sonuçların Yorumlanması	23
2.6.Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları.....	23
2.7. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları	23
2.8.Sonlu Elemanlar Analizi kullanılarak Ortodontide Yapılan Çalışmalar	23
3.GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1.Mandibula ve Maksillanın Modellenmesi	27
3.2.Dişlerin Modellenmesi.....	29
3.3.Ortodontik Braketlerin ve Ark Telinin Modellenmesi	30
3.4.Mini Vida ve Hook Modellenmesi	31
3.5.Senaryoların Oluşturulması	32
3.5.1.Birinci senaryo modelinin oluşturulması	32
3.5.2.İkinci ve üçüncü senaryo modellerinin oluşturulması	33
3.6.Ağ yapısının Oluşturulması	34
3.7.Materyal Özelliklerinin Programa Tanımlanması	35
3.8.Sınır Koşullarının Oluşturulması	35
3.9. Modeller Üzerine Uygulanacak Kuvvet Vektörlerinin Ayarlanması	36
4.BULGULAR	40
4.1.Birinci senaryoya ait bulgular	41

4.1.1.Dişlerdeki Yer Değiştirme Bulguları	41
4.1.2.Dişlerdeki Von Mises Gerilmeleri	46
4.2.İkinci Senaryoya Ait Bulgular	48
4.2.1.Dişlerdeki Yer Değiştirme Bulguları	48
4.2.2.Dişlerdeki Von Mises Gerilmeleri	53
4.3.Üçüncü Senaryoya Ait Bulgular	55
4.3.1.Dişlerdeki Yer Değiştirme Bulguları	55
4.3.2.Dişlerdeki Von Mises Gerilmeleri	60
4.4.Üç Senaryoya Ait Değerlerin Karşılaştırılması	61
5.TARTIşMA	65
5.1. Amacın Değerlendirilmesi	65
5.2.Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi	66
5.3.Bulguların Değerlendirilmesi	69
6.SONUÇ.....	75
7.KAYNAKLAR	76
EKLER.....	94

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. Apikal Taban Noktası(Sarı Ok) Ve Oklüzal Düzleme Çizilen Dikme.....	7
Şekil 2. 2. Apikal Taban Uyumsuzluğu	8
Şekil 2. 3. Keserlere Bağlı Oluşan Dental Orta Hat Uyumsuzluğu	8
Şekil 2. 4. Orta Hattı Kaydırmak İçin Kullanılan Kantilever	9
Şekil 2. 5. Orta Hatları Eşitlemek İçin Üst Çeneden Asimetrik Çekim Yapılan Hasta ...	10
Şekil 2. 6. Asimetrik Palatal Ark	10
Şekil 2. 7. Orta Hat Uyumsuzluğu İçin Kullanılan Angle'a Ait Tedavi Yöntemi.....	11
Şekil 2. 8. Sınıf 2, Sınıf 3 Ve Diyagonal Elastiklerin Kombine Kullanımı	12
Şekil 2. 9. Chang'in Önerdiği İntermaksiller Elastik Kombinasyonu	13
Şekil 2. 10. Vertikal Springli Looplardan Oluşan Tasarım	13
Şekil 2. 11. Premaksiller Distraktör	14
Şekil 2. 12. Mini Vidalar İle Orta Hat Düzeltimi	16
Şekil 2. 13. Farklı Şekillerde Düğüm Ve Elemanlar	18
Şekil 2. 14. Analizde Kullanılan Renkler	19
Şekil 2. 15. Gerilim Tipleri	20
Şekil 3. 1. Dişsiz Mandibula	27
Şekil 3. 2. Dişsiz Maksilla	28
Şekil 3. 3. Maksilla, Mandibula Ve Tüm Daimi Dentisyon (Yirmi Yaş Dişler Hariç)	28
Şekil 3. 4. Dişsiz Maksilla Ve Mandibulanın Mesh'lenmiş Hali	29
Şekil 3. 5. Dişlerin Modellenmesi	29
Şekil 3. 6. Periodontal Ligamentlerin Modellenmesi	30
Şekil 3. 7. Braket Ve Ark Telleri	31
Şekil 3. 8. Tasarlanan Kanca Ve Mini Vidalar	32
Şekil 3. 9. Tasarlanan Kancalar	32
Şekil 3. 10. Birinci Senaryonun Tasarlanması.....	33
Şekil 3. 11. İkinci Ve Üçüncü Senaryolara Ait Model	34
Şekil 3. 12. Mandibulada Sınır Koşullarının Ayarlanması	36
Şekil 3. 13. Maksillada Sınır Koşullarının Ayarlanması	36
Şekil 3. 14. Senaryo 1'e Ait Kuvvet Vektörleri	37
Şekil 3. 15. Senaryo 2'ye Ait Kuvvet Vektörleri	38
Şekil 3. 16. Senaryo 3'e Ait Kuvvet Vektörleri	39

Şekil 4 .1. Senaryo 1'a Ait Dişlerin Yer Değişim Vektör Analizi (Cepheden Görünüm)	45
Şekil 4 .2. Senaryo 1'e Ait Dişlerin Yer Değişim Vektör Analizi (Sağ Lateral Görünüm)	46
Şekil 4 .3. Senaryo 1'e Ait Dişlerin Yer Değişim Vektör Analizi (Sol Lateral Görünüm)	46
Şekil 4 .4. Senaryo 1'e Ait Dişlerdeki Von Mises Gerilimleri (Cepheden Görünüm) ...	47
Şekil 4 .5. Senaryo 1'e Ait Dişlerdeki Von Mises Gerilimleri (Sağ Lateral Görünüm) ..	47
Şekil 4 .6. Senaryo 1'e Ait Dişlerdeki Von Mises Gerilimleri (Sol Lateral Görünüm) ..	48
Şekil 4 .7. Senaryo 2'ye Ait Dişlerin Yer Değişim Vektör Analizi (Cepheden Görünüm)	52
Şekil 4 .8. Senaryo 2'ye Ait Dişlerin Yer Değişim Vektör Analizi (Sağ Lateral Görünüm)	52
Şekil 4 .9. Senaryo 2'ye Ait Dişlerin Yer Değişim Vektör Analizi (Sol Lateral Görünüm)	53
Şekil 4 .10. Senaryo 2'ye Ait Dişlerdeki Von Mises Gerilimleri (Cepheden Görünüm)	54
Şekil 4 .11. Senaryo 2'ye Ait Dişlerdeki Von Mises Gerilimleri (Sağ Lateral Görünüm)	54
Şekil 4 .12. Senaryo 2'ye Ait Dişlerdeki Von Mises Gerilimleri (Sol Lateral Görünüm)	55
Şekil 4 .1. Senaryo 3'e Ait Dişlerin Yer Değişim Vektör Analizi (Cepheden Görünüm)	59
Şekil 4 .13. Senaryo 3'e Ait Dişlerin Yer Değişim Vektör Analizi (Sol Lateral Görünüm)	59
Şekil 4 .14. Senaryo 3'e Ait Dişlerin Yer Değişim Vektör Analizi (Sağ Lateral Görünüm)	60
Şekil 4 .15. Senaryo 3'e Ait Dişlerdeki Von Mises Gerilimleri (Cepheden Görünüm) ..	60
Şekil 4 .16. Senaryo 3'e Ait Dişlerdeki Von Mises Gerilimleri (Sağ Lateral Görünüm) ...	61
Şekil 4 .17. Senaryo 3'e Ait Dişlerdeki Von Mises Gerilimleri (Sol Lateral Görünüm)	61

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1. Modellerin Dügüm ve Element Sayıları.....	34
Tablo 3.2. Materyal Özellikleri	35
Tablo 4.1. Birinci Senaryoya Ait Dişler Üzerinde Belirlenen Noktaların Yer Değıştirme Değerleri.....	41
Tablo 4.2. İkinci Senaryoya Ait Dişler Üzerinde Belirlenen Noktaların Yer Değıştirme Değerleri.....	48
Tablo 4.3. Üçüncü Senaryoya Ait Dişler Üzerinde Belirlenen Noktaların Yer Değıştirme Değerleri.....	55
Tablo 4.4. X Ekseninde Tüm Senaryolardaki Santral Dişlerin Karşılaştırılması.....	63
Tablo 4.5. Y Ekseninde Üst Santral Dişlerin Birinci Ve İkinci Senaryo İçin Değerlendirilmesi	63
Tablo 4.6. Z Ekseninde Santral Dişlerin Senaryolar İçin Değerlendirilmesi	64

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

gr: Gram

% : Yüzde

3B: Üç Boyutlu

N: Newton

mm: Milimetre

N/Mm²: Newton/ Milimetrekaire

mm² : Milimetrekaire

MPa: Megapaskal

°: Derece

Oz: Ons

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

TMB: Temporomandibular Bozukluklar

PDL: Periodontal Ligament

PA: Posteroanterior

CAD : Bilgisayar destekli tasarım

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Bir bireyin yüz orta hattı, yumuşak doku simetrisi ile tanımlanır (burun tabanı, burun ucu, filtrumun merkezi ve çenenin merkezi noktası) ve üst diş orta hattı, dişeti papillasının ucunun üst çene santral kesici dişler arasına yerleşmesiyle değerlendirilir. Dişeti papillası, üst dudak filtrumunun merkezinin altına yerleşmelidir (1).Yüz ve diş orta hatları arasında kabul edilebilir sınırlar içinde ince bir sapma bulunabilse de, şiddetli sapmanın varlığı dişlerin çekiciliği ve yüz estetiğini olumsuz etkileyebilir (2).Orta hat kaymasının bazı sebepleri şunlardır: Doğuştan eksik yan kesici dişler, alt çene asimetrisi, süt kanin dişin erken kaybı, çapraşıklıklar sonucu oluşan kesici dişlerin yer değiştirmesi (3).

Orta hat asimetrisi, ortodontik tanı ve tedavi planlama sürecinde göz önünde bulundurulması gereken önemli bir faktördür. Dental orta hat sapmalarının kabul edilebilirliği, diğer yüz orta hat yapılarıyla ilişkili asimetrisi dahil olmak üzere bireysel faktörlere ve asimetriyi değerlendiren kişiye bağlıdır. Genel olarak, diş orta hattının 2 mm veya daha fazla sapması çoğu kişi tarafından kolayca farkedilir ve bu nedenle 2 mm büyüklükte orta hat sapmaları, ortodontik tedavi planı formüle edilirken dikkate alınmalıdır (4).Orta hat sapmaları için çözüm, diş çekimi olsun veya olmasın ortodontik diş teli tedavisini veya ortognatik cerrahi işlemini içerebilir (5).Dişsel orta hat düzeltimi; tek taraflı diş çekimi yapılarak, asimetrik mekanikler ve mini vidalar kullanılarak yapılabilir (6). İntermaksiller elastiklerin çeşitli kombinasyonlarda kullanımı ile de dişsel orta hat sapmaları düzeltilmektedir. Dental orta hat sapması, sapmanın yönüne göre bir tarafta Sınıf 2,diğer tarafta Sınıf 3 intermaksiller elastikle beraber ön bölgede diyagonal bir elastik kullanarak düzeltilmektedir (7).

Sınıf 2 maloklüzyon, çene yüz yapılarının gelişimi esnasında genetik ve/veya çevresel etkenlerin neden olduğu çeneler arası uyumsuzlukla ortaya çıkan ortodontik bir anomalidir (8). Sınıf 2 intermaksiller elastikler, maksiller kanin dişlerinden mandibular birinci veya ikinci büyük azı dişlerine takılır (9) ve Sınıf 2 maloklüzyonun tedavisinde en sık kullanılan yöntemlerden birisidir (10). Sınıf 2 maloklüzyonun düzeltiminde ,ağız dışı aygıtlar, ark içi ve arklar arası mekanikler (sınıf 2 elastikler, forsus, twin force

,herbst vs.), selektif çekim paternleri ve çenelerin cerrahi olarak yeniden konumlandırılması birer seçenek olabilirler (11).

Sınıf 3 maloklüzyonlar, maksillofasiyal anomaliler içinde hem estetik açıdan hem de fonksiyonel açıdan hastalara en çok rahatsızlık veren anomalilerden birisidir. Büyüme ve gelişim devam ederken uygulanan tedavilerde genel amaç, çenelerin büyümesinin yönlendirilerek anomalinin düzeltilmesidir. Sınıf 3 intermaksiller elastikler, üst çene büyük azı dişinden alt çene kanin dişine takılır (9) ve çoğunlukla hafif ve orta düzey Sınıf 3 maloklüzyonların tedavisinde tercih edilir. Erişkin dönemde Sınıf 3 elastikler dışında bu anomalilerin düzeltilmesi için, cerrahi destekli ve/veya sabit ortodontik mekaniklerle kamuflaj tedavisi ya da ortognatik cerrahi tedaviler uygulanmaktadır (12).

Ortodontik mini vida, dişleri hareket ettirmeye yardımcı olmak için diş eti üzerinden çene kemiğine yerleştirilen küçük ankraj üniteleridir. Mini vidalar, mezializasyon, distalizasyon, posterior dişlerin intrüzyonu veya gömülü kanin dişlerinin ekstrüzyonu amacıyla ortodontik mekaniklere yardımcı olarak kullanılır (13). Mini vidalardan destek alınarak diş hareketi sağlanabilir ve bu aygıtlar orta hat sapmalarında tedavi seçeneği olabilir (14).

Sonlu elemanlar analizi (SEA), mühendislik alanında deneysel olarak çözümü zor olan problemlerin bilgisayar aracılığıyla hesaplanarak, çözülebilmesini sağlayan bir analiz metodudur. Günümüzde tıp ve mühendislikte kullanılmaktadır. Deneylerin tekrarlanabilirliği, noninvaziv olması, etik kaygılar olmadan yapılabilmesi, in vivo olarak ölçülemeyen insan dokuları hakkında bilgi sağlama gibi birçok avantajı vardır. Bu sebeple diş hekimliğinin birçok alanında da sıklıkla tercih edilmeye başlanmıştır (15).

Bu çalışmanın amacı; dental orta hat sapmasında kullanılan üç farklı tedavi tekniğinin dişler ve diş arkı üzerindeki etkisini SEA yöntemiyle değerlendirmektir. Bu yöntemlerden birincisi; mini vida kullanılarak orta hat sapmasının düzeltilmesi (16) ikincisi; çenenin bir kadranına sınıf 2, diğer kadranına sınıf 3, ön bölgeye diyagonal intermaksiller elastikler verilerek orta hattın düzeltilmesi tekniğidir (7). Üçüncüsü sağ ve sol sınıf 2 intermaksiller elastikler ve buna ek olarak orta hattın kaydırılması istenen

tarafın tersi yönde dengeleyici bir diyagonal intermaksiller elastik uygulanan bir tekniktir (17). Tekniklere ait detaylar gereç ve yöntem bölümünde ayrıntılı olarak açıklanacaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Diş Hareketi Tipleri

Ortodontik diş hareketi alveolar kemik içinde oluşan kemik apozisyonu ve rezorpsiyonu ile meydana gelir. Dişler üzerinde bir kuvvet uygulandığında dişin hareket edeceği yöndeki periodontal ligamentler sıkışır ve kemik rezorbsiyonuna neden olur, dişin hareket yönünün tersinde ise periodontal ligamentler gerilir ve kemik apozisyonu meydana gelir. Bunun sonucunda dişler kademeli olarak bulunduğu alveol kemiği içerisinde yer değiştirir (18,19). Uygulanan kuvvet yönü ve kuvvetin dişin direnç merkezine uzaklığına bağlı olarak farklı diş hareket tipleri meydana gelir (20).

2.1.1.Devrilme Hareketi (Tipping)

Ortodontide en kolay elde edilen diş hareketidir (21). Diş kuron seviyesinde basit bir hareket uygulanırsa diş dönme merkezi etrafında devrilme hareketi yapar, buna tipping hareketi denmektedir (22). Tipping hareketi; diş uygulanan kuvvetin dönme momenti, tepki kuvvetinin dönme momentinden büyük olursa gerçekleşmektedir (21).

2.1.2.Gövdesel Hareket (Translasyon)

Eğer dişin kuronu üzerine aynı yönde iki ayrı kuvvet uygulanırsa, diş kökü ve kuronu aynı miktarda aynı yöne doğru hareket eder, buna gövdesel hareket denilmektedir (19). Gövdesel hareket sırasında kuvvetin doğrultusu dişin direnç merkezinden geçmektedir (23).

2.1.3.İntrüzyon

Dişin üzerine dikey yönde oklüzalden apikale doğru bir kuvvet uygulandığında, ortaya çıkan apikal yönlü diş hareketine intrüzyon adı verilmektedir.

2.1.4.Ekstrüzyon

Dişin, uygulanan kuvvetle dikey olarak alveol kemiğinden oklüzale doğru ortaya çıkan hareketine ekstrüzyon adı verilir.

2.1.5.Rotasyon

Herhangi bir eksen üzerinde bir dişin belli bir sabit referans çerçevesine göre açı değiştirerek yaptığı harekettir. Diş, direnç merkezi etrafında dönüyorsa buna saf rotasyon hareketi denmektedir. Bu hareket için bir kuvvet çiftine ihtiyaç duyulmaktadır (24). Teorik olarak dişin uzun aksı çevresinde rotasyon hareketi elde etmek için gereken kuvvet, diğer diş hareketlerini oluşturmak için gerekenden çok daha fazladır (19).

2.2. Dentofasiyal Asimetri ve Orta Hat Uyumsuzlukları

2.2.1.Etiyoloji ve Sınıflandırma

Mükemmel sağ ve sol vücut simetrisi, canlı organizmalarda nadiren var olan varsayımsal bir kavramdır. Bilateral farklılıklar doğada her yerde ortaya çıkar. Genel olarak, hayvanlar ve insanlar vücuttaki anatomiye göre belirgin bir asimetriye sahiptir. İnsanın fonksiyonel olduğu kadar morfolojik sapmalar yaşadığı da bir gerçektir. Bu asimetrilerin bazıları embriyonik kökenlidir (3). Kraniyofasiyal bölgelerdeki asimetri, yüzün iki tarafının boyutlarındaki veya ilişkilerindeki farklılıklara bağlanabilir. Bu, tek tek kemiklerin biçimindeki farklılıklardan veya kraniyofasiyal komplekste bir veya daha fazla kemiğin yanlış yerleşiminden kaynaklanabilir. Asimetri sadece yumuşak doku kaynaklı olabilmektedir (25). Eski Mısır kafataslarında, kafatası kemiklerinin asimetri gösterdiği, sağ frontal, temporal ve parietal kemiklerin daha büyük olduğu bulunmuştur. Benzer şekilde yüz kompleksinin kontralateral tarafında ise, sol zigoma ve maksillanın daha büyük olduğu gözlemlenmiştir (26).

Yüzün çeşitli bölümlerinin simetrisini belirlemek için daha yakın tarihli bir çalışmada, Vig ve Hewitt 9 ila 18 yaşları arasındaki sağlıklı çocukların 63 postero-anterior sefalogramını değerlendirdi. Kafa tabanı ve mandibular bölgelerin sol tarafı daha büyük iken, maksiller bölgenin ise sağ tarafı daha büyüktü. Simetri oranı en fazla olan bölgenin dentoalveolar bölge olduğu görüldü. Dentoalveolar yapıların gelişiminde telafi edici değişikliklerin etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Bu değişiklikler

maksimum interküsbidasyon ve bilateral simetrik fonksiyon oluşturarak dekompanzasyon sağlar (27,28). Asimetri, genetik ya da çevresel faktörlerden kaynaklanabilir. Genetik olarak çoklu nörofibromatozis ve hemifasiyal mikrozomi gibi durumlardan köken alır (29). Kraniyofasiyal yarı sendromları da asimetri ile ilişkilendirilmiştir (30). Çevresel faktörlere bağlı asimetri ise emme alışkanlıkları, diş çürükleri, çekimler ve travmalardan ya da asimetrik çiğneme alışkanlıklardan kaynaklanabilir (31).

Asimetriler; dental, iskeletsel, fonksiyonel ve yumuşak doku olarak dahil oldukları yapılara göre de sınıflandırılabilir (32). Dental asimetriler; süt dişlerinin erken kaybı, doğuştan eksik dişler, parmak emme alışkanlığı gibi lokal faktörlerden kaynaklanabilir. İskeletsel asimetri, maksilla veya mandibula gibi bir kemikle ilişkili olabilir. Ya da yüzün bir tarafında çok sayıda iskelet yapı ile ilişkili olabilir (3). Kas ve yumuşak doku asimetrilerinin nedeni; hemifasiyal atrofi, serebral palsi, masseter hipertrofi veya dermatomiyozit gibi durumlar olabilir (33,34). Fonksiyonel asimetriler, mandibula lateral veya anteroposterior olarak yön değiştirdiğinde ortaya çıkar ve bu da sentrik ilişkide uygun kapanışı engelleyen oklüzal interferensler nedeniyle olur. Bu fonksiyonel sapmalara, daralmış maksiller ark veya malpoze diş gibi daha lokalize faktörler neden olabilir (35).

2.2.2. Orta Hat Uyumsuzluklarının Teşhisi ve Tedavisi

Ortodontik tanıda maksiller orta hattın fasiyal yumuşak doku orta hattından ne kadar saptığı kaydedilir, çünkü tedavi hedeflerinden biri; tedavi sonunda iki orta hattın ve mandibular orta hattın çakışması olacaktır (36).

Burun, filtrum ve çene gibi yüz işaretleri genellikle maksiller orta hat konumlandırması için referans olarak kullanılır. Arnett ve Beggman, filtrumun çoğu durumda orta hat değerlendirmesi için güvenilir olduğunu ve referans olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir (4). Genellikle bu orta hat işaretlerinin konumu ortodontik tedavi ile değişmez. Bu yüzden bu işaretlerin yerlerinin doğru belirlenmesi ve tedavide dental orta hatların buna göre düzenlenmesi optimum estetik sonuçlar sağlamak için gereklidir (37).

Nanda'ya göre orta hat uyumsuzluğunun teşhisi için; ayrıntılı bir ağız dışı ve ağız içi muayene, ağız içi ve ağız dışı fotoğraflar veya video, oklüzogram, lateral ve posteroanterior sefalogram, panoramik radyograf ve submental verteks radyografi gereklidir. Klinik muayenede kesici dişlerin eksen eğimleri ve yüz orta hattı ile ilişkisi de not edilmelidir. Ayrıca hem sentrik ilişkiyi hem de sentrik oklüzyonu belirlemek ve aralarındaki önemli farklılıkları kaydetmek için mandibular hareketlerin fonksiyonel bir analizi de yapılmalıdır (6).

Klinik olarak interkantus noktası, nazal taban, burun ucu, filtrum ve çene orta noktaları referans alınarak yüz orta hattının yeri belirlenmelidir. Bunlar, sırtüstü yatan bir hastanın yüzünün üstten görünümünden, alnın üstünden çenenin altına kadar uzanan bir diş ipi parçasının yardımıyla en doğru şekilde belirlenebilir. Mandibular asimetri vakalarında mandibulanın alttan görünümü genellikle çene orta noktasının yerini belirlemeye yardımcı olur. Klinik fotoğraflar veya bir video da yumuşak doku orta hatlarının belirlenmesine yardımcı olabilir; ancak yüz orta hatlarının değerlendirilmesinde dikkatli bir klinik muayene altın standart olarak kabul etmektedir (38). Radyografiler; özellikle posteroanterior (PA) sefalogram, orta hat tutarsızlıklarının teşhisinde çok önemli bir yere sahiptir. Klinik muayenede yüz veya orta hat asimetrisi saptandığında PA sefalogramı alınmalıdır. Bu röntgenler ile iskelet ve apikal taban orta hatlarının yanı sıra yatay referans hatları da belirlenir ve böylece asimetri teşhisini kolaylaştırır. Ayrıca panoramik radyografi, orta hat uyumsuzluğuna sebep olabilecek eksik veya ektopik olarak sürmekte olan dişlerin tespiti için yararlıdır ve kondil görüntüsü vermesi de asimetrinin etiolojisinin tespitinde fayda sağlar (39).

Orta hat değerlendirmesi için klinikte yapılan yüz muayenesi;

- Midsagittal düzleme göre burun ucu
- Midsagittal düzleme göre maksillar dental orta hat
- Maksillar orta hatta göre mandibular orta hat
- Midsimfiz'e göre mandibular dental orta hat
- Midsagittal düzleme göre midsimfizin değerlendirmelerini içermelidir (3).

Apikal taban noktası üst kesici dişlerin köklerinin yaklaşık olarak merkezindedir. Bu noktadan oklüzal düzleme bir dik çizilerek apikal taban orta hat uyuşmazlığı değerlendirilebilir (şekil 2.1). Apikal taban orta hat asimetrisi, tedavi planlama sürecinde dikkate alınması gereken önemli bir unsurdur, apikal taban uyumsuzlukları genellikle asimetrik sol ve sağ molar konumu ile ilişkilidir. Apikal tabanda 2 mm veya daha az sapma olduğunda yüz orta hattına en yakın dental orta hat (alt veya üst çene) baz alınarak tedavi hedefi belirlenir. İki mm'den büyük farklılıklarda hem üst hem de alt orta hattın düzeltilmesi gerekebilir (40). Apikal taban orta hat uyuşmazlığı, tek başına ya da devrik keser dişlerle beraber görülebilir; bu iki problem tedavi mekanikleri seçilirken ve uygulanırken dikkate alınmalıdır (41).

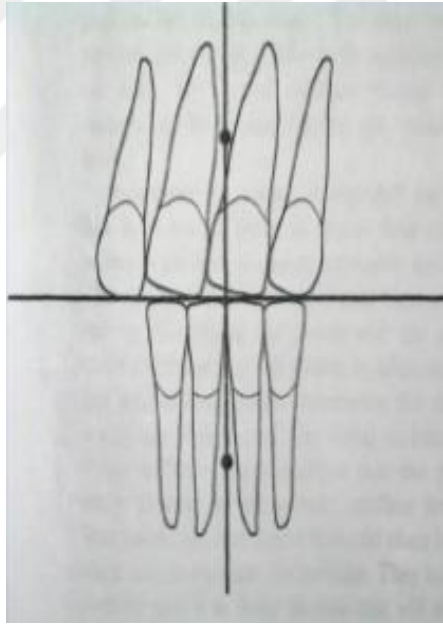


Şekil 2. 1.Apikal taban noktası(sarı ok) ve oklüzal düzleme çizilen dikme

Üst ve alt arklar arasında keser apikal taban uyumsuzluğu mevcut olduğunda dikey isketsel orta hat çizgisi, alt keser orta hat ve apikal tabanla kesişir; fakat üst apikal taban orta hattı sağda kalır (Şekil 2.2). Şekil 2.3'te ise apikal taban uyumsuzluğu olmaksızın dental orta hat uyumsuzluğu gösterilmiştir; üstt diş orta hattı sağdadır, üst keserler sağa devriktir.



Şekil 2. 2.Apikal taban uyumsuzluğu

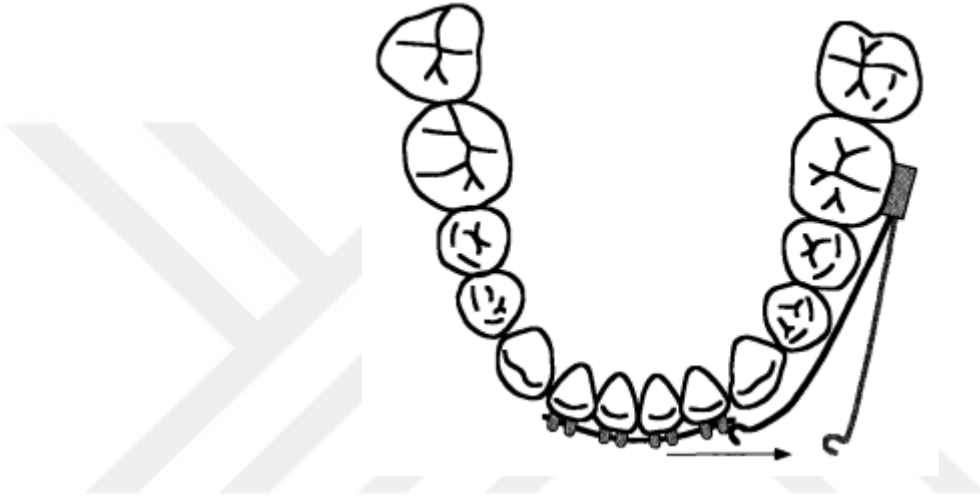


Şekil 2. 3.Keserlere bağlı oluşan dental orta hat uyumsuzluğu

Tedavi mekaniğinin planlanmasında ilk karar tedavi orta hattının seçilmesidir. Orta hat, nihai hedefi temsil eder. Bazı durumlarda hem üst hem de alt orta hatların yüz orta hattı ile çakışmalarını sağlamak için hareket ettirilmesi gerekebilir. Üst ve alt yumuşak doku ve iskelet orta hatları çakışmazken dental orta hatlar çakışıyorsa ve bu, büyüme patolojisi veya travmadan kaynaklanıyorsa tedavi planı; cerrahi alternatifi düşünülerek yapılmalıdır (40,42).

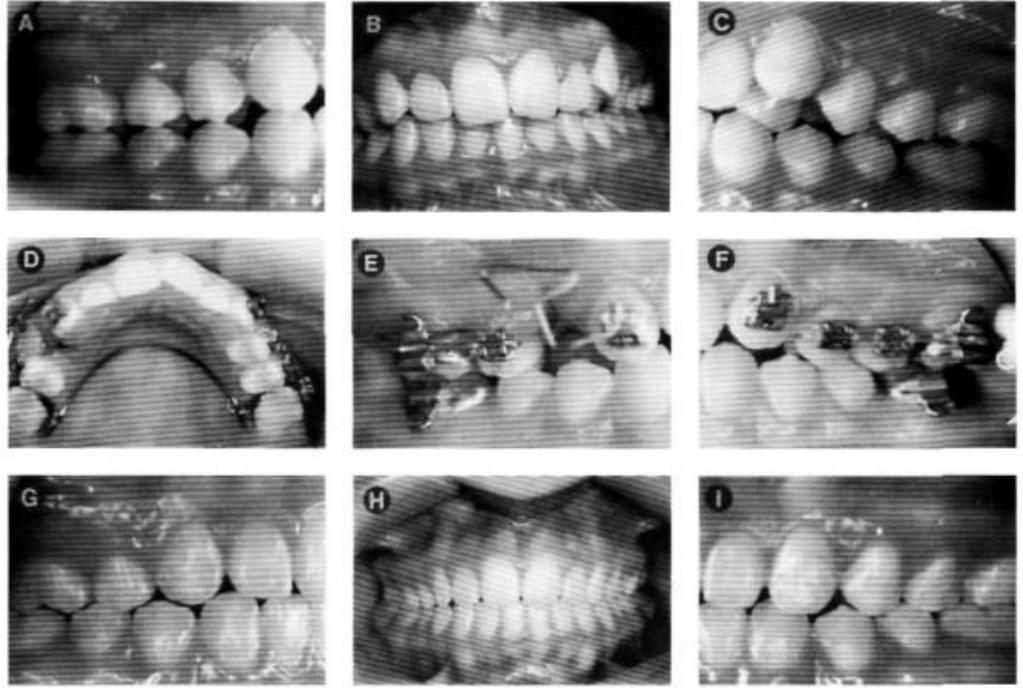
Orta Hat Düzeltiminde Kullanılan Alternatif Tedavi Mekanikleri

1.Kantilever mekanik bükümleri kullanmak: Meziale ya da distale devrilen keserleri dikleştirmek için idealdir (şekil 2.4). Apikal taban uyumsuzluğu olan hastalarda aksiyel eğimleri değiştirmek için de kullanılabilir. Yan etkileri minimumdur, lokalize bir kuvvet uygular. Ayrıca uzun bir bağlantı mesafesi olduğu için dişlere uyguladığı kuvvet azdır (43).



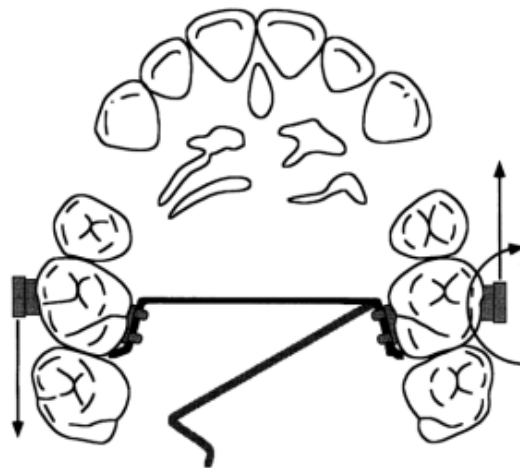
Şekil 2. 4.Orta hattı kaydırmak için kullanılan kantilever

2.Tek taraflı diş çekim modeli: Genellikle tek çenede arkın bir tarafından diş çekimi, iki çenede karşıt taraflardan çekim, üç küçük azı dişinin çekilmesi gibi atipik çekim modellerini içerir (şekil 2.5). Bu yaklaşım, karşı taraftaki ankrajı korurken tek taraflı ortodontik tedavi mekanik kullanımına olanak sağlar (44). Ayrıca intermaksiller elastik kullanımına olan ihtiyacı ortadan kaldırmaya da en aza indirir (45).



Şekil 2. 5.Orta hatları eşitlemek için üst çeneden asimetrik çekim yapılan hasta (44)

3.Asimetrik palatal ark: Hastanın bir tarafında sınıf 1, diğer tarafında sınıf 2 molar diş ilişkisi varsa; sınıf 2 ilişkide olan molar diş, asimetrik palatal ark aktivasyonu ile distale taşınabilir. Palatal ark, sınıf 1 ilişkide olan moları meziale ve sınıf 2 ilişkide olan moları ise distale hareket ettirir.(Şekil 2.6) (44).



Şekil 2. 6.Asimetrik palatal ark

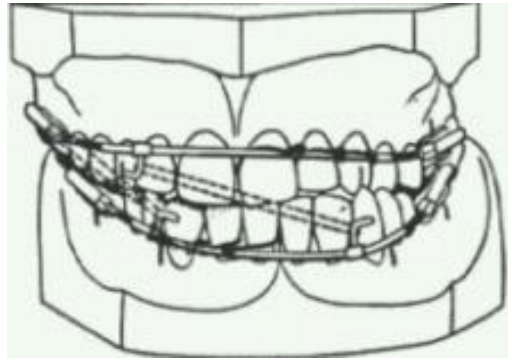
4.Elastik kullanımı ile: Ortodonti literatürü, 1893'ten sonra elastiklerin kullanılmaya başladığını bildirmektedir (46). Elastikler; kanin retraksiyonunda, dişler

arası boşluk kapamada, rotasyonları düzeltmede kullanılmıştır (47,48). Dişlerin ekstrüzyonu, çapraz kapanışların düzeltilmesi ve ortodontik tedavinin bitiminde ideal okluzyonu sağlamak için de kullanılabilirler. Ayrıca sınıf 2 ve 3 maloklüzyonları ve orta hat uyumsuzluklarını düzeltmeye yardımcı olabilirler (49–51).

Elastikler; üretildikleri malzeme, kullanım amacı, verdikleri kuvvete göre sınıflandırılabilirler (52). Kullanım şekillerine göre birçok çeşitleri vardır; intramaksiller elastikler (53) , Sınıf 2 ve Sınıf 3 intermaksiller, çapraz, diyagonal (orta hat), zikzak (54), üçgen, kutu (55) ve anterior elastikler bunlardan bazılarıdır (9).

Sınıf 2 elastikler alt büyük azı dişlerinden üst kanin dişe uzanır. Yan etki olarak alt posterior dişlerde ekstrüzyona, alt keser dişlerde protrüzyona, üst keser dişlerde retrüzyona ve sonucunda gülümserken artan dişeti görünümüne sebebiyet verebilirler (56). Alt kanin diştten üst büyük azı dişine uzanan Sınıf 3 elastikler ise tam tersi yan etkilere sahiptir. Diyagonal elastikler, orta hat düzeltmeleri için kullanılır. Orta hat kaymasının yönüne göre üst kanin veya lateral diştten alt çapraz yöndeki kanin veya lateral dişe uzanır. Kullanılan kuvvet 1.5 oz (42.5243 gram) ile 2.5 oz (70.87 gram) arasındadır (57).

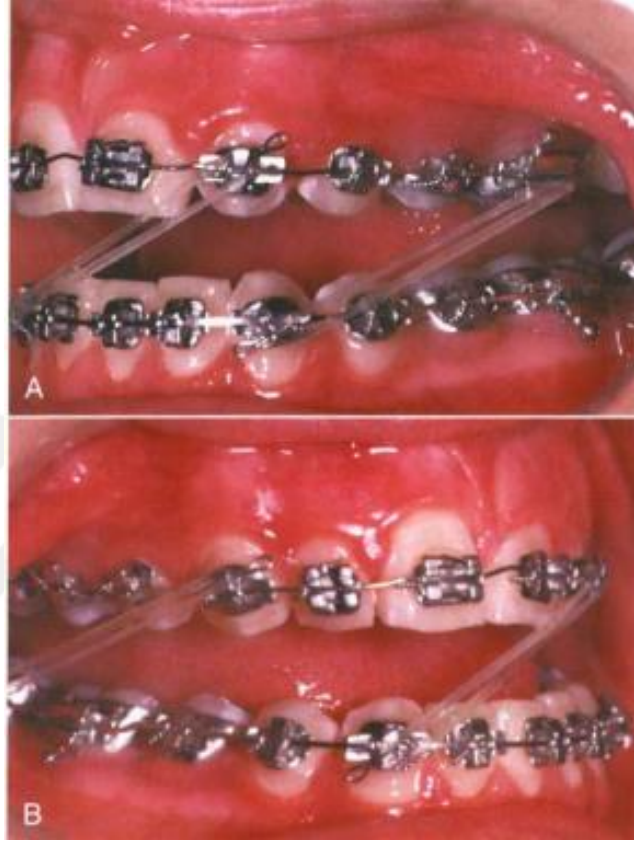
Angle, orta hat uyumsuzluklarının düzeltilmesi için ark genişletme ile birlikte anterior bölgede diyagonal bir elastik ve tek taraflı Sınıf 3 elastik kullanmıştır (şekil 2.7) (58).



Şekil 2. 7.Orta hat uyumsuzluğu için kullanılan Angle’a ait tedavi yöntemi

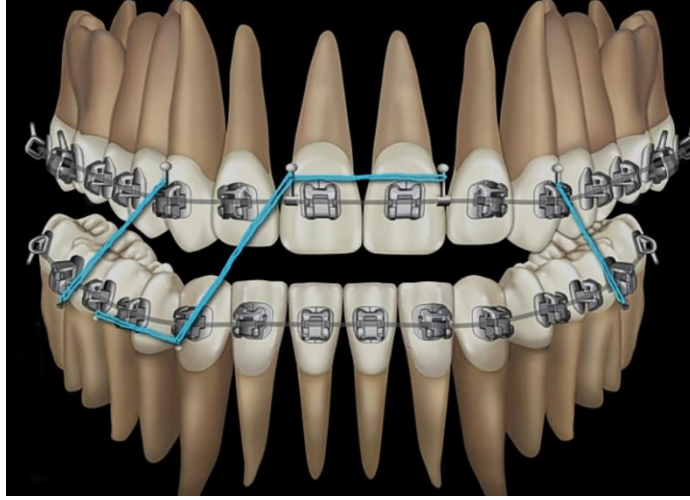
Proffit, orta hattaki küçük uyumsuzlukların, tek taraflı elastiklerin aksine Sınıf 2 ve Sınıf 3 elastiklerin birlikte kullanımını veya anteriorda diyagonal elastik ile kullanılarak düzeltilebileceğini belirtmiştir (şekil 2.8). Ayrıca, çekim boşlukları

kapatıldıktan sonra büyük uyumsuzlukları düzeltmenin ise zor olduğunu ifade etmiştir (58). Ancak Burstone bu elastiklerin kombine kullanımının tüm dental arkı direnç merkezi etrafında döndürerek oklüzal kant oluşumuna sebebiyet verebileceğini belirtmiştir (40).



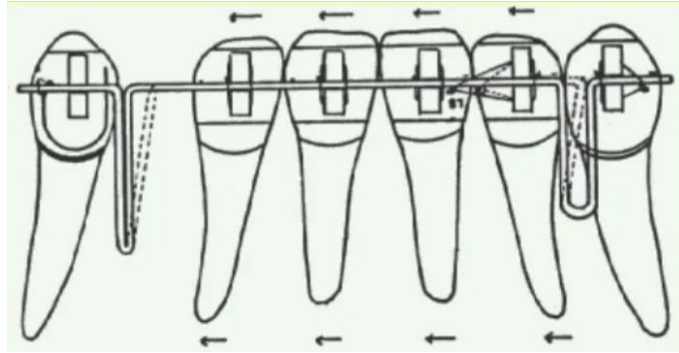
Şekil 2 .8.Sınıf 2, sınıf 3 ve diyagonal elastiklerin kombine kullanımı (19)

Dr. Chang de, Proffit'in önerdiği orta hat lastiklerinin kullanımının dişlerde istenmeyen yönde hareketlere sebep olabileceğini ve sonucunda oklüzyonda kant olabileceğini belirtmiştir. Bu nedenle orta hat sapmasının çözümü için farklı bir intermaksiller elastik kombinasyonu önermiştir (17). Çenenin iki kadranına da sınıf 2 intermaksiller elastikler, buna ilave olarak orta hattın kaydırılması istenen tarafın tersi yönde dengeleyici bir diyagonal intermaksiller elastik uygulamıştır (şekil 2.9).



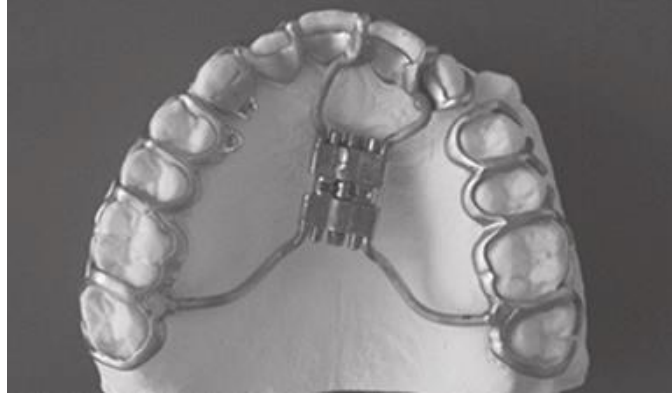
Şekil 2. 9.Chang'ın önerdiği intermaksiller elastik kombinasyonu

5.Gianally ve Paul, ikinci düzen bükümler aracılığıyla dişleri bir tarafta distale hareket ettirerek boşluk oluşturan ve orta hatta düzeltme sağlayan bir biyomekanik oluşturmuşlardır (59). Strang ve Thompson, dört kesici dişi en masse olarak hareket ettiren çift dikey springli looplar (şekil 2.9) tasarlayarak orta hat düzeltimini sağlamışlardır (58).



Şekil 2. 10.Vertikal springli looplardan oluşan tasarım

6.Gülhane ve ark, maksiller arktaki orta hat kaymasının düzeltilmesi için asimetrik premaksiller distraktörü tanıtmıştır (şekil 2.10) (60).



Şekil 2. 11.Premaksiller distraktör

Bu tekniklerin birçoğu, mini vidalar kullanılmadan önceki mekaniklerdir. Mini vidaların yaygın olarak kullanılmasıyla birlikte orta hat sapmalarının düzeltilmesi için diğer yöntemler terk edilmeye başlanmıştır.

2.2.2.1. Mini Vida ile Dental Orta Hat Düzeltimi

Ortodontik tedavide “ankraj” terimi, istenmeyen diş hareketlerine karşı direnç olarak tanımlanmaktadır. Ortodontik diş hareketinde yer alan kuvvetler, Newton'un etki tepki yasasına uyar. Bu yasaya göre her etkiye karşı zıt yönde tepki kuvveti meydana gelir. Bir dişin istenen yöndeki her hareketi için, kuvvet ankraj segmentine dağılır. Bu nedenle ankraj segmentindeki diğer dişlerin ankraj sağlayabilme potansiyeli değerlendirilmelidir. Ortodontist; kanin dişi distal olarak hareket ettirmek isterse ve bu hareket için sadece bir büyük azı dişi ankraj olarak kullanıyorsa, büyük azı dişi meziale doğru kayma eğilimi gösterir. Ancak o bölgeye daha fazla ankraj sağlanırsa, büyük azı dişindeki istenmeyen bu mezial hareket azalır (61).

Williams ve Hosila'nın yaptığı çalışmada, birinci premolarları çekilen hastalarda anterior dişler, mevcut çekim boşluğunun sadece %66.5'ini kullanarak rekrakte olmuşlardır (62). Bu çalışma sonucu, ankrajı artırmak için ek mekanik ihtiyacını ortaya koymaktadır. Geleneksel mekanikler, ağız içi veya ağız dışı olmak üzere, kullanılarak ankraj artırılabilir. Ağız içinde, ankraj ünitesindeki diş sayısı artırılarak sağlanabilir. Örneğin; istenmeyen diş hareketlerine direnç için dişler ligatür teli ile birbirine bağlanabilir. Ankraj segmentindeki diş sayısını arttırmanın bir başka yolu da transpalatal ark kullanmaktır. Ek ankraj sağlamak için intermaksiller elastikler de tercih edilebilir (61). Ağız dışı mekanikler olarak headgear veya yüz maskesi kullanılabilir

(63,64). Headgear apareyinin iyi bir ankraj kaynağı olduğu kanıtlanmıştır. Fakat bu aygıt çok iyi hasta uyumu gerektirir ayrıca maksiller kompleks üzerinde istenmeyen yan etkileri vardır (65). Diş ankrajı, ankraj sağlayan dişlerin istenmeyen hareketine neden olacağından, diş desteksiz cihazların kullanılmasına ihtiyaç olduğu sonucuna varılmıştır (66).

İskeletsel ankraj sisteminin, ortodontik diş hareketleri için stabil bir ankraj kaynağı olduğu görülmüş (67), iskelet ankraj üniteleri olarak dental implantlar (68), mini plaklar (69) ve mini vidalar (70–72) piyasaya sürülmüştür. Dental implantlar, maloklüzyonları yönetmek için güvenilir bir ankraj sağlasa da, uygulanmaları büyüklükleri nedeniyle sınırlıdır (73). Ayrıca kullanımdan önce osteo entegrasyon gerektirir ve yüksek maliyetlidir (74). Mini plaklar, mini vidalara kıyasla daha fazla stabiliteye sahiptir; ancak yerleştirme ve çıkarma için gereken flep ameliyatı şişlik ve rahatsızlık ile sonuçlanır (75). Mini vidalar, uzayın üç yönünde diş hareketi sağlar ve hasta uyumu gerektirmez (76). Avantajları arasında daha kısa operasyon süresi, daha az maliyetli olması, kolay yerleştirilip çıkarılması, dokularda daha az travma oluşturması ve boyutunun geleneksel implantların yerleştirilemediği ağzın çoğu bölgesine özellikle interdental bölgeye yerleştirmeye izin verecek kadar küçük olması yer alır (77–81). Çevresinde osteo entegrasyon beklenmediği için sadece oluşan fibröz entegrasyona bağlı olarak ortodontik kuvvetler hemen yüklenebilir. Bununla birlikte, biyouyumlu olan titanyum ya da paslanmaz çelik alaşımdan oluşsalar bile vidaların gevşeme olasılığı mevcuttur (82). Mini vida ankrajı, görünüşte düzeltimi imkânsız olan orta hat uyumsuzluklarının, intermaksiller elastikler kullanılmadan kolayca düzeltilmesine izin verir. Vidalar, orta hat deviasyonuna bağlı olarak arklardan birine veya her ikisine tek veya çift taraflı olarak yerleştirilebilir (83).

Camcı ve ark.; 2017 yılında yaptıkları bir çalışmada alt çene dental orta hat uyumsuzluğunu gidermek için mini vidalardan yararlanmışlardır. Alt sağ kanin dişi ile birinci küçük azı dişleri arasındaki bölgeye interradiküler ve sol bölgede bukkal shelf bölgesine extraradiküler olmak üzere iki adet mini vida yerleştirmişlerdir. Bu mini vidalardan destek alarak diş hareketi sağlanmış sonucunda dental orta hat sapması düzeltilmiştir (şekil 2.11) (16).



Şekil 2. 12.Mini vidalar ile orta hat düzeltimi

2.3.Sonlu Elemanlar Analizi

Doğadaki her fenomen; biyolojik, jeolojik veya mekanik olsun, fizik kanununun yardımıyla, cebirsel, diferansiyel veya integral denklemler cinsinden tanımlanabilir. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), doğadaki bu fenomenlerin gerçeğe uyan matematiksel modelini oluşturup bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanan bir analizdir. Bir bakıma bilgisayar ile doğanın taklit edilmesidir (84). Bu tekniği geliştiren ilk araştırmacı, 1940'ların başlarında biyomekanik sisteme mutlak çözüm elde etmek için gerekli hesaplama prosedürlerini en aza indirmeyi amaçlayan matematikçi Richard Courant'tır. Turner ve ark, 1956'da havacılık mühendisliğinde sayısal analizleri daha da geliştirerek bu yöntemi tanımlamaya çalıştı. Ioannis Argyris ve R.W Clough, 1960 yılında “Sonlu Elemanlar” terimini ortaya attı. Weinstein ve ark, 1976 yılında implant ve komşu kemik üzerindeki çeşitli oklüzal yükleri değerlendirmek için bu tekniği kullandılar (85,86). Sonlu elemanlar yöntemi birçok mühendislik alanında kullanılmaktadır. Havacılık, otomotiv, biyomedikal, jeoteknik, elektrik, hidrolik ve nükleer mühendislik uygulamaları, sonlu elemanlar analizi için rutin uygulama alanları haline gelmiştir (87). Ek olarak, sadece klasik statik yapısal problemlerin analizinde değil, aynı zamanda çeşitli otomobil firmaları tarafından toplu taşıma, ısı transferi, dinamik, stabilite, radyasyon problemleri ve çarpışma testleri gibi çeşitli alanlarda da kullanılmaktadır (88).

Bir yapıya yük uygulandığında, yapıda doğrudan ölçülemeyen stres ve deformasyonlar oluşur (89). Dental yapıların deneysel stres analizi, bu yüzyılın ikinci yarısında ilgi çeken bir araştırma konusu olmuştur. Bu tür araştırmaların amacı, bu yapıların gerilme dağılımının belirlenmesi ve mekanik dayanıklılığın iyileştirilmesidir (90.91). Önceki çalışmalarda diş yapılarındaki stresler; kırılğan vernikle (brittle lacquer) kaplama yöntemi, gerinim ölçer analiz yöntemi (strain gauge), holografik interferometre

analiz yöntemi, iki veya üç boyutlu fotoelastik stres analiz yöntemi, termografik kuvvet analiz yöntemi, radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi gibi çeşitli tekniklerle incelenmiştir (92,93). Günümüzde ise sonlu elemanlar analizi tercih edilmektedir. Diş, kemik ve ağız dokularının yanı sıra inleyler, kuronlar, sabit köprüler, total protezler, kısmi protezler (94), endodontik post (95) ve implantlar (96) için stres analizleri yapılmıştır. Dental materyaller, karmaşık geometriye sahip olduğu için analizlerini yapmak oldukça zordur. SEA yöntemi, karmaşık geometriye sahip yapıların analizlerine olanak sağlar (97,98).

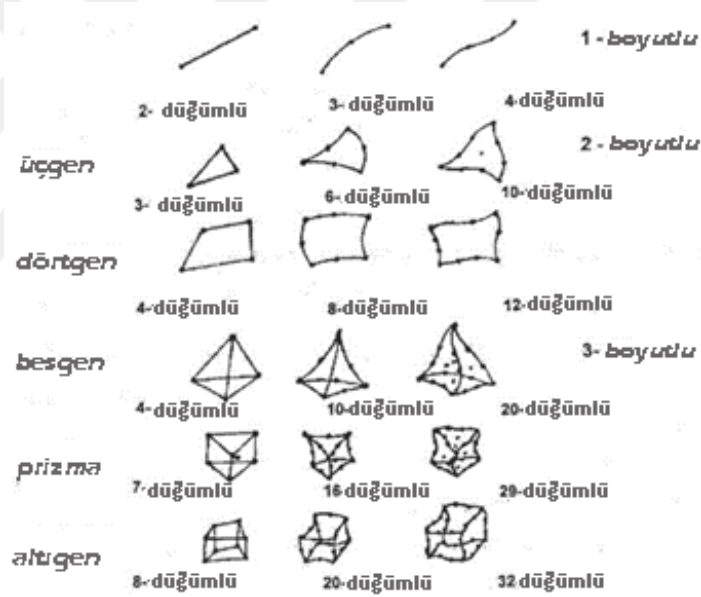
Ortodonti; teller, braketler, elastikler gibi kuvvet iletim sistemi uygulanarak, yer değiştiren dişlerin düzeltilmesiyle ilgilenen diş hekimliği uzmanlık alanıdır. Amacı fonksiyon ve estetikte iyileşme sağlamaktır. Diş hekimliğinin, mekanik mühendislik ile bağlantılı olan bir dalıdır. Kuvvet uygulaması ve bunun sonucunda ortaya çıkan etkiler ortodontide çok önemlidir (99). Ortodontik diş hareketi, dişlere kuvvet sistemleri iletildiğinde gerçekleşir ve bu da periodonsiyumda farklı türde yer değiştirmelere neden olur. Periodontal ligamentteki stres, hücrel reaksiyonu başlatır, bu da alveolar kemiğin rezorpsiyonu ve apozisyonu ile sonuçlanır ve dişin yer değiştirmesine yol açar. Sonlu elemanlar analizi; ortodontik kuvvete maruz kalan kemik, diş ve peridontal ligamentteki (PDL) stres ve gerilme modellerini tahmin etmek için kullanılabilir (100,101).

Sonlu elemanlar yönteminde iki tür analiz vardır: İki boyutlu ve üç boyutlu modelleme. Hangisinin kullanılacağına ilişkin karar geometrinin karmaşıklığına ve analizin yapılma amacına bağlıdır (102).Yapıların karmaşıklığından dolayı çoğu çalışmada iki boyutlu analiz yetersiz kalır (103). SEA yönteminin kullanıldığı çalışmalarda gerçek dokuların karmaşıklığını aşırı basitleştirdiği için bir ve iki boyutlu elementlerin kullanımından kaçınılır (15,104–106). Üç boyutlu analizler daha karmaşıktır ve daha fazla mühendislik bilgisi gerektirir. İki boyutlu analizler, genellikle plastik deformasyonu hesaba katmazken üç boyutlu analizler, plastik deformasyonu hesaba katar ve birçoğu da bir malzemeyi kırılmaya kadar test edebilir (107).

2.4.Sonlu Eleman Analizinde Temel Kavramlar

2.4.1.Element, Ağ Yapısı, Düğüm Noktası

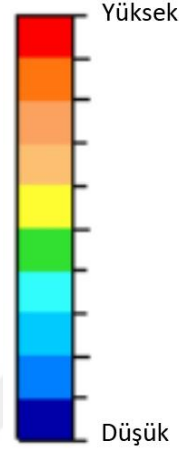
Sonlu elemanlar yönteminde ilk adım, çalışılan sistemin geometrisini modellemektir. Bu, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı kullanılarak yapılabilir, ancak bilgisayar sistemi tarafından gerçekçi sayıda hesaplama yapılmasına izin vermek için genellikle sistem geometrisi basitleştirilmelidir. Genel geometri yeterli olduğunda, ağ yapısı (mesh) oluşturma olarak bilinen bir süreçte element adı verilen daha küçük parçalara bölünmelidir. Elementler bir (düz çizgiler), iki (üçgen, dörtgen) veya üç boyutlu ve çeşitli şekillerde (piramit veya tuğla benzeri bir şekil) olabilir. Elementler üst üste binmez, sadece düğüm (nodes) olarak adlandırılan kilit noktalarda bağlanır. Düğümlerdeki öğelerin birleştirilmesi ve benzer düğümlerin ortadan kaldırılması "meshing" olarak adlandırılır. Böylece, düğümlere bağlanan tüm elementlerin total ağ yapıları, oluşturulmak istenen modeli temsil eder (108).



Şekil 2. 13. Farklı şekillerde düğüm ve elemanlar

Sistemi daha küçük bölümlere ayırarak, her bölüme fiziksel özellikleri temsil eden matematiksel denklemler uygulanabilir ve sistem bir bütün olarak belirli bir değişken için çözülebilir. Modellemede malzeme özellikleri sisteme girilir ve sistemin sınır, başlangıç ve yükleme koşulları belirlenir. Sisteme değerler girildikten sonra, bu denklemler uzak bir düğüme kuvvet uygulandığında bir elementte oluşan stresin modellenmesine izin verir. Sonuçlar, bir animasyondan çekilen resimlerde renkler kullanarak çeşitli şekillerde görselleştirilir (109). Bu renkler; yer değiştirme miktarını,

stres değerlerinin şiddetini gösterir. Kırmızı gibi sıcak renkler yüksek değerleri gösterirken mavi gibi soğuk renkler düşük değerleri gösterir. Kalan diğer renkler ise minimumdan maksimuma kadar olan değerleri simgeler (şekil 2.14) (110).



şekil 2. 14.Analizde kullanılan renkler

2.4.2.Sınır Koşulları

Yer değiştirme ve gerilmelerin sınırlarını ifade eder. Kuvvet uygulanan modelin uzayda hareketinin sabitlendiği bölgeleri gösterir (111).

2.4.3.Kuvvet

Cisimlerin hem şeklini ve hem de hareket durumunu değiştirebilen etki olarak ifade edilir. Doğrultu, şiddet ve yn gibi vektörel özellikleri vardır (20,112). Kuvvet büyüklüğü; gram-kuvvet (gf), dyne (dyn) newton(N), ons (oz) veya kilogram-kuvvet (kgf) cinsinden belirtilebilir. Uluslararası birimler sisteminde kullanılan birim Newton’dur ve formülü ‘ $\text{kg} \cdot \text{m/s}^2$ ’ şeklinededir. Ortodonti literatüründe genelde “gram-kuvvet” (gf) şeklinde verilir fakat çoğunlukla “gram” (g) olarak yazılır (113).

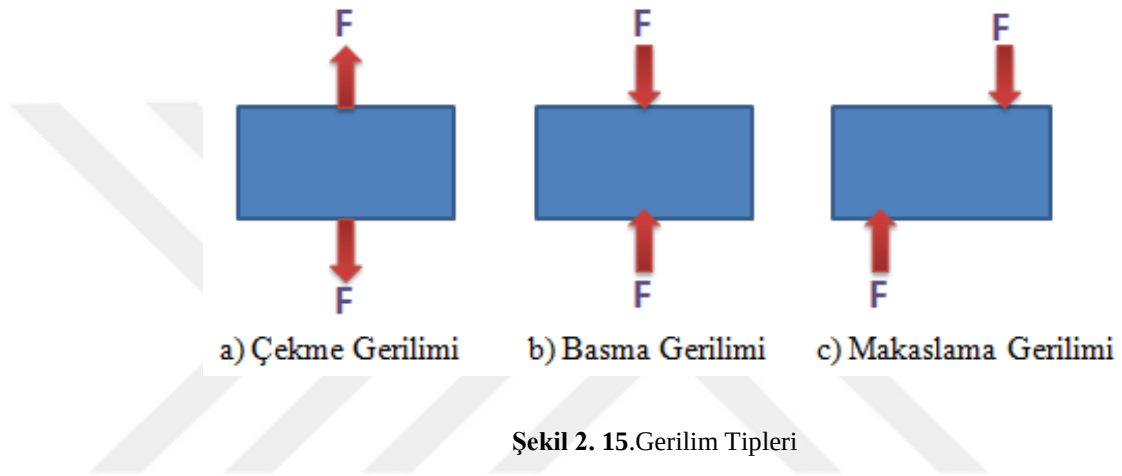
2.4.4.Gerilme (Stress)

Cisme kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşı cismin birim alanında meydana gelen tepkidir (114). Kuvvet / Alan şeklinde formllenir ve birimi Paskal (P veya N/m^2)’dır. Diş hekimliği araştırmalarında megapaskal (MPa veya N/mm^2) kullanılır ve $1\text{Mpa}=10^6 \text{ N/m}^2$ ’dir. Temel olarak üç gerilme tipi vardır (90).

1. **Çekme gerilimi (Tensile stress):** Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, doğrultusu aynı, yönü ters iki kuvvetle oluşan gerilme tipidir.

2. **Basma gerilimi (Compressive stress):** Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, doğrultusu aynı ve yönü ters iki kuvvetle oluşan gerilme tipidir.

3. **Makaslama gerilimi (Shear stress):** Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde paralel ve ters yönde olan iki kuvvetle oluşur.



2.4.5. Von Mises Gerilmesi

Esneyebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçen analizlerde kullanılan bir değerdir. Analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir (93).

2.4.6. Asal Gerilme (Principal Stress)

Tüm düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve tüm gerilmelerin sadece alana dik yönde olan normal gerilmelerden oluştuğu gerilmelerdir. Çekme ve basma gerilmelerinin dağılımı asal gerilme dağılımına bakılarak tespit edilir. Maksimum asal gerilme, orta asal gerilme ve minimum asal gerilme olmak üzere üç tipi vardır. Maksimum asal gerilmeler pozitif değerli olup ve en yüksek çekme gerilmelerine sahip iken, minimum asal gerilmeler negatif değerlidir ve en yüksek basma gerilmelerine sahiptir (115). Fakat kuvvet verilen cisimlerde genelde yalnız bir tip gerilme değil üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bir gerilme hali görülmektedir (116).

2.4.7. Gerinim (Strain)

Gerinim, materyale bir kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan şekil değişimidir. Uygulanan kuvvet gerilim oluşturuyorsa, gerinim de oluşturur (117). Gerilim, yöne ve büyüklüğe sahip bir kuvvet iken; gerinim ise sadece bir büyüklüktür ve ölçü birimi yoktur (118). Hooke Kanunu, belli sınırlarda materyaldeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı bir şekilde arttığını ifade eder. Gerinim, cismin uzunluk değişiminin orijinal boyuna bölünmesi ile bulunur. Kuvvet verilen materyal iki biçimde şekil değiştirir.

- Elastik şekil değiştirme: Yük ve gerilme ortadan kaldırıldığında malzemenin tekrar eski halini almasıdır.

- Plastik şekil değiştirme: Yük ve gerilme ortadan kalktıktan sonra malzemenin tekrar başlangıç durumuna dönmemesidir (21).

2.4.8.Elastikiyet (Young) Modülü

Bir materyalin fiziksel kuvvet altında şekil değiştirme oranını gösterir. Birim yüzey başına düşen kuvvet miktarı (gerilme) ve bu kuvvetin oluşturduğu şekil değişiminin (gerinim) birbirine oranıdır (119).

2.4.9.Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Bir materyalin kuvvet uygulandığında, elastik sınırlar içinde, eninde olan birim uzamanın boyunda olan birim uzamaya oranıdır (117).

2.5.Sonlu Elemanlar Analizini Oluşturan Adımlar

Sonlu elemanlar analizi sırasıyla şu basamaklardan oluşur (120).

- Geometrik model oluşturma
- Geometrik modeli, bir sonlu eleman analizi modeline dönüştürme
- Malzemenin mekanik özelliklerinin tanımlanması
- Sınır koşullarının tanımlanması
- Kuvvetin uygulanması
- Elde edilen sonuçların yorumlanması

Sonlu elemanlar analizi esas olarak NISA (Non linear Incremental Structural Analysis), ANSYS (Analysis System), NASTRAN (NASA Structure Analysis) ve PATRAN (Trademark Of Prototype Development Associates Engineering) gibi yazılımlarla yapılır. Bu yazılımların, yapının geometrisini oluşturmak, tanımlanan problemi analiz etmek ve analiz sonuçlarını gözden geçirmek için modülleri bulunur (107).

2.5.1.Geometrik Model Oluşturma: Geometrik model, analiz yazılımında, Mimics (Materialise Interactive Medical Image Control System) ya da Simpleware, veya herhangi bir CAD (bilgisayar destekli tasarım) yazılımında da oluşturulabilir. Bunu başarmak için modelin iges, igs veya sat uzantısıyla kaydedilmesi gerekir. Bilgisayarlı tomografiden elde edilen görüntü de model oluşturmaya hizmet edebilir (121).

2.5.2.Geometrik Modeli Bir Sonlu Eleman Analizi Modeline Dönüştürme: Geometrisi oluşturulduktan sonra model, işlemci tarafından bir sonlu eleman modeline aktarılır. Bu prosedürü tanımlamak için ağ (mesh) oluşturma kullanılır. Mesh geliştirilmesi genellikle sonlu eleman analizinde en çok zaman alan işlemdir (107).

2.5.3.Malzemenin Mekanik Özelliklerinin Tanımlanması: Malzeme özellikleri (young modülü, poisson oranı, varsa genleşme katsayısı, sürtünme, termal iletkenlik, özgül ısı vs.) bu adımda tanımlanmalıdır (122).

2.5.4.Sınır Koşullarının Tanımlanması: Sınır koşulları, analizdeki elemanlar ve düğümlerin gerilme-gerinim eğrisindeki cevaplarını belirler. Analiz için oluşturulan modelin kuvvet uygulanacak alana göre göre sınır koşulları belirlenir (123). Doğru biçimde tanımlanmazsa model uzayda sonsuz rotasyon döngüye girebilir. Bu nedenle tüm eksenlerde (x, y, z) veya yalnızca belirli yönlerde hareket edecek bir sınır koşulu belirtilmelidir. Düğümlere, kilit noktalara, alanlara veya doğrulara yerleştirilebilirler (120).

2.5.5.Kuvvetin Uygulanması: Analiz modellerine genellikle bir tür kuvvet uygulanır. Bir noktaya, bir kenara, bir yüzeye ve ya da tüm gövdeye uygulanabilir (120).

2.5.6.Sonuçların Yorumlanması: Bu aşamada analiz sonuçları yorumlanır. Sonuçlar x, y veya z koordinat eksenlerine göre bir açıda ve yönde gerilim ve gerinim hesaplamalarını, bileşenin deforme olmuş şeklini, çeşitli renklerle stres seviyelerini temsil eden tabloları, eğri grafiklerini içerir. Birçok yazılımcı, bir animasyon hizmeti de sağlar (120,124).

2.6.Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

- İnvaziv olmayan bir yöntemdir.
- Herhangi bir sorun, basite indirgenerek çözülebilir.
- Daha doğru ve güvenilir sonuçlar için ameliyat öncesi, ameliyat sırası ve ameliyat sonrası aşamalarda herhangi bir biyolojik durumu simüle etmek çok kolaydır.
- Karmaşık modellerde bile çok zaman almadan hızlı sonuç elde edilir.
- Çalışma, uygulayanın istediği kadar tekrar edilebilir. Tekrarlandığında analizi yapılan modelin fiziksel özellikleri etkilenmez.
- Laboratuvar testlerinin gereksinimini en aza indirir (125–129).

2.7. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

- Analizler için yüksek donanımlı bilgisayarlar gerektirdiğinden ve ticari yazılım programları kullanıldığından yüksek maliyetlidir.
- Analiz programları sonuç olarak büyük miktarda sayısal veri verir ve gerekli sonuçları bu sayısal yığından ayırmak çok zordur.
- Karmaşık anatomileri ve mekanik davranışları hakkında bilgi eksikliği nedeniyle, insan yapılarının modellenmesi son derece zordur.
- Analizden gerçekçi sonuçlar, ancak malzeme özellikleri tam olarak biliniyorsa elde edilebilir. Sisteme; oluşturulan elemanın tipi, boyutu, sayısı, şekli ve yönü gibi modele ait özellikler doğru bir şekilde girilmelidir (15,87,130,131).

2.8.Sonlu Elemanlar Analizi kullanılarak Ortodontide Yapılan Çalışmalar

Kawamura, 2021 yılında uygulanan kuvvet açısı ve maksiller dentisyonun total mezializasyonu sırasında meydana gelen diş hareketi arasındaki korelasyonu SEA yöntemi ile incelemiştir. Oklüzal düzleme beş farklı kuvvet açısıyla (-30° , -15° , 0° , 15° ve 30°) maksiller ikinci molara 3 N'luk mezial kuvvetler uygulanmıştır. Molar dişler 30° ve 15° 'lik kuvvet açılarında lingual olarak devrilirken, 0° , 15° ve 30° 'luk kuvvet açılarında bukkal olarak devrilme görülmüş, açı 30° 'ye yaklaştıkça bukkale devrilme artmıştır. Oklüzal düzlemin 30° , 15° ve 0° 'lerde saat yönünün tersine doğru, 15° ve 30° 'lerde saat yönünde döndüğü gözlenmiştir (132).

Rokutanda ve arkadaşları, power arm ve mini vida kullanarak ön dişlerde oluşan hareket modelini değerlendirmek istemişlerdir. Çalışmada power arm'lara geçirilen elastik zincirler, oklüzal düzleme paralel 250 g kuvvet uygulanacak şekilde mini vidalara asılarak en masse retraksiyon uygulanmıştır. Araştırmacılar, kuvvet kolunun kendi uzunluğundan ziyade direnç merkezi seviyesine göre yüksekliğinin diş hareketini etkileyen faktör olabileceği sonucuna varılmıştır (133).

Jo ve ark, mandibular dört keser, mandibular anterior ve tüm mandibular dişlerin direnç merkezinin konumunu öğrenmek amacıyla SEA kullanmışlardır. Bu üç grutaki dişler yatay ve dikey 0.5 mm uzunluklara bölünmüş ve her parçaya 200 gram kuvvet uygulanmıştır. Kuvvetin uygulandığı hangi alanda paralel hareket sağlandıysa o bölge direnç merkezi olarak tanımlanmıştır. Mandibular dört keserin direnç merkezi mandibular keser dişlerin insizal ucundan 13 mm apikalde, 6 mm posteriorda bulunmuştur. Mandibular anterior dişlerin direnç merkezi ise mandibular keser dişlerin insizal ucundan 8.5 mm posteriorda, 13.5 mm apikalde; tüm mandibular dişlerin direnç merkezi ise 13.5 mm apikalde, 25 mm posteriorda bulunmuştur (134).

Song ve arkadaşları, farklı mini vida pozisyon ve kanca uzunlukları kullanarak ideal anterior retraksiyon mekaniğini SEA aracılığıyla bulmayı amaçlamışlardır. Üst iki premolar çekimli modeller oluşturularak bu modellere üst çeneye ark telinden iki farklı uzaklıkta olmak üzere mini vidalar yerleştirilmiştir. Bir mini vida; ikinci maksiller premolar ile birinci molar arasına ark telinden 8 mm uzaklıkta, diğer bir mini vida ise ikinci maksiller premoların mezialinde ark telinden 12 mm uzaklıkta olacak şekilde yerleştirildi. Farklı yüksekliklerde tasarlanan kancalar ($-1, +1, +3, +6$ mm) kaninlerin mezialine yerleştirildi ve bu kancalardan 200'er gram retraksiyon kuvvetleri uygulandı.

Kuvvet sonucu keser ve birinci molarlarda ekstrüzyon gözlenmiş, kanca yüksekliği azaldıkça uzama miktarı da azalmıştır. En uzaktan verilen mini vidalı modelde kanca yüksekliğinden bağımsız keser ve birinci molarlarda intrüzyon görüldü. Ark teli seviyesinin 1mm altından verilen kanca modelinde intrüzyon büyüklüğü en fazlaydı (135).

Gurbanov ve ark, sabit ortodontik tedavide kullanılan ortodontik elastik kuvvetlerin temporomandibular eklem (TME) üzerindeki etkilerini SEA ile görmeyi amaçlamışlardır. Normal ve anteriora konumlanmış TME diskleri ile sınıf 2 ve sınıf 3 malokluzyona sahip dört adet model oluşturulmuştur. Tüm modeller, iki farklı konfigürasyonda üst ve alt çene arasına yerleştirilen elastik çekme kuvvetini simüle etmek için her iki tarafta 200g sabit bir kuvvete maruz bırakılmıştır. TME üzerindeki stresler, sonlu elemanlar analizi kullanılarak değerlendirilmiştir. Hem kondil hem diskteki stres sınıf 2 modellerde sınıf 3 modellere göre daha fazla bulunmuştur (136).

Perillo ve ark, mini vida yerleştirme açısının ve uygulana kuvvet yönünün mini vida stabilitesi üzerindeki etkisini SEA yöntemiyle araştırmışlardır. Alveolar kemiğe 30, 60,90,120 ve 150 derecelik açılarda mini vidalar yerleştirilmiştir. Bu mini vidaların başlarına 0 ve 30 derece olmak üzere iki yönde 2 Newton (N) kuvvet uygulanmıştır. Çalışma sonunda mini vidaları 90 derecelik açıyla yerleştirmenin, her iki kuvvet yönünde 30, 60, 120 ve 150 derecelik açılardan daha iyi ankraj sağladığı sonucuna ulaşılmıştır (137).

Kawamura, 2019 yılında yaptığı bir çalışmayla mini vida aracılığıyla yapılan kaydırma mekaniğinde ark teli boyutunun uzun vadeli diş hareketini nasıl etkilediğini sonlu elemanlar yöntemiyle görmeyi amaçlamıştır. Yirmi iki slotluk brakette 0.021 inç, 0.018 inç ve 0.016 inç kalınlıklarında ark telleri tasarlanmıştır. Çalışmanın sonunda, ark telleri incelidikçe tel-braket arası oynama miktarı ve ark telinin elastik deformasyonu arttığı için keserlerde lingual devrilme ve uzama gözlemlendiği rapor edilmiştir (138).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmanın amacı; dental orta hat sapmasında kullanılan üç farklı tedavi yönteminin dişler ve diş arkı üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Değerlendirme yöntemi olarak üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi tercih edilmiştir. Maksiller ve mandibular kemikler, üçüncü büyük azı dişleri hariç tüm daimi dişler, mini vida, ortodontik braket ve tel üç boyutlu olarak modellenmiştir.

Üç farklı senaryo ile karşılaştırmalı bir değerlendirme amaçlanarak modellemeler yapılmıştır.

Birinci senaryoda; mandibulanın sağ kadranında kanin-birinci premolar dişlerin arasına oklüzal düzleme paralel bir mini vida ve aynı bölgede ikinci premoların distalinde ark teli üzerine bir kanca yerleştirilmiştir. Bu kancadan mini vidaya 300 gram kuvvet uygulanmıştır. Mandibulanın sol kadranında ise birinci ile ikinci molar dişlerin arasında oklüzal düzleme dik bir mini vida ve aynı bölgede kanin mezialinde ark üzerine bir kanca yerleştirilmiştir. Bu kancadan mini vidaya 300 gram kuvvet uygulanmıştır (şekil 3.14) (16).

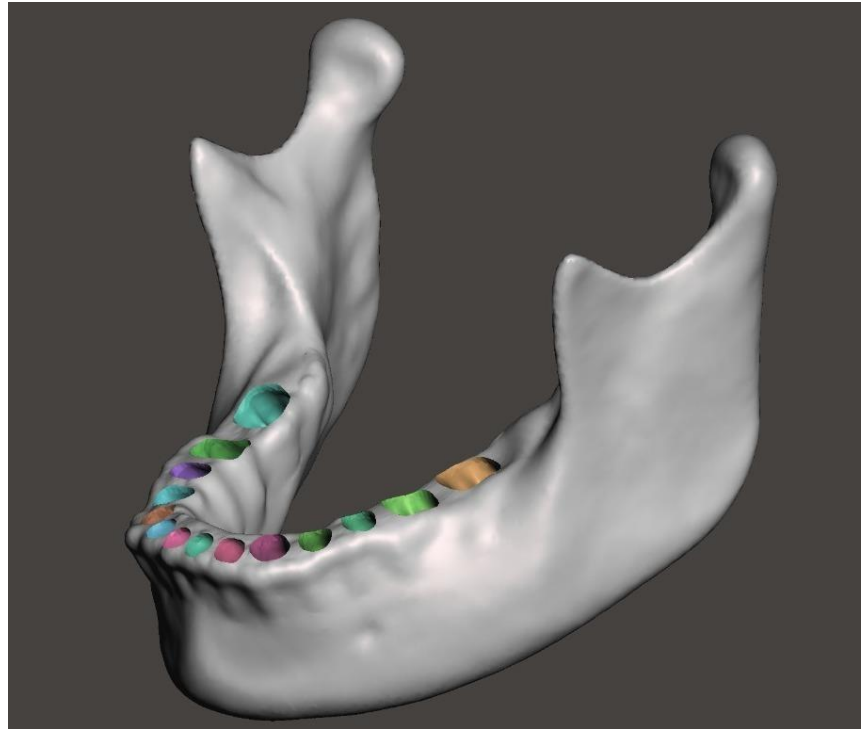
İkinci senaryoda; çenenin sağ kadranında alt birinci molar dişten üst kanin dişe uzanan sınıf 2 elastik ,sol kadranına üst birinci molar dişten alt kanin dişe uzanan sınıf 3 elastik, anterior bölgede üst sol lateral dişten alt sağ lateral dişe uzanan diyagonal intermaksiller elastikler uygulanmıştır (şekil 3.15) (7).

Üçüncü senaryoda ise; Dr. Chris Chang'e ait bir mekanik kullanılmış, her iki çene kadranına alt birinci molar dişten kanin dişlere uzanan sınıf 2 intermaksiller elastik ve buna ek olarak orta hattın kaydırılması istenen tarafın tersi yönde dengeleyici bir diyagonal intermaksiller elastik ile diş arkına kuvvetler uygulanmıştır. Bu diyagonal elastik; üst çenede sağ ve sol santral ve lateral dişler arasındaki kancalardan geçerek alt çenede sağ kanin dişten ikinci premolar dişe uzanır (şekil 3.16) (17).

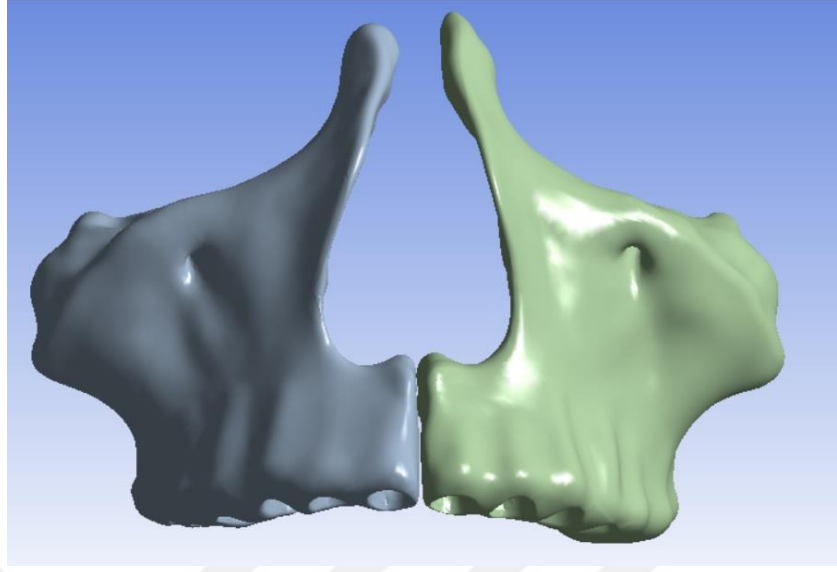
Çene kemiklerinin üç boyutlu modeli, üç boyutlu anatomik modeller üreten bir firmadan (21st Century Solutions Ltd. Suite 31, Don House, 30-38 Main Street, Gibraltar) satın alınmıştır. Modeller sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere Intel Alder Lake Core i7 12700H işlemci, 8GB RTX 3070Ti ekran kart, 16 GB DDR5 4800 MHz Ram özelliklerine sahip Tulpar T7 V21.9.1 markalı bilgisayara aktarılmıştır. 3B-PDF formatında olan dosyalar Adobe Photoshop kullanılarak CAD formatına çevrilmiş, dolayısıyla kemik parçaları ayrı bir CAD model olarak elde edilmiştir.

3.1.Mandibula ve Maksillanın Modellenmesi

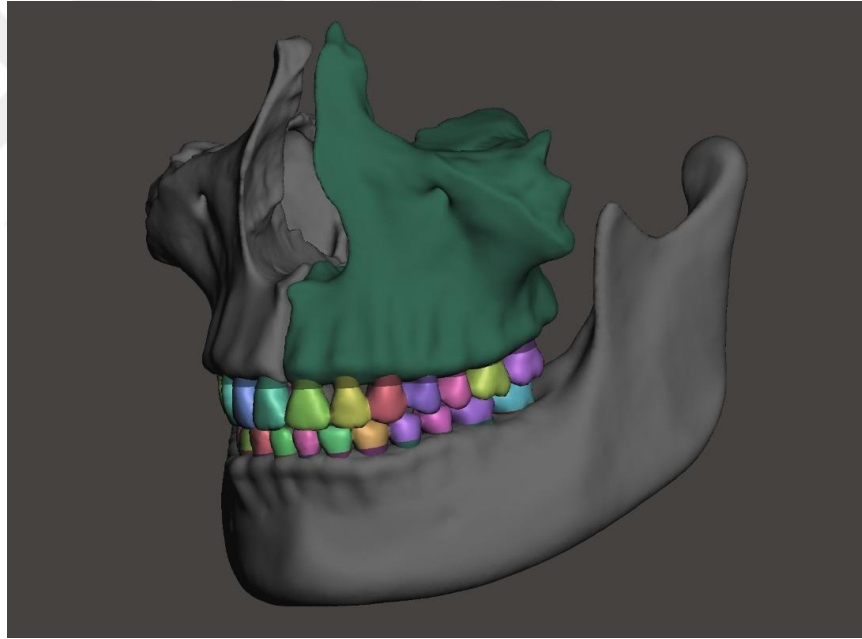
Kaydedilen dosyalar içerisinde yalnızca mandibula, maksilla ve dişlerin bulunduğu CAD dosyaları seçilerek ağ (mesh) düzenlenmesinde kullanılan ve tersine mühendislik yazılımı olan Geomagic studio (12.0) programına aktarıldı. Bu yazılım üzerinde tarama verisinde olan ağ hataları düzeltildi. Bu düzeltmeler; ağ içerisindeki boşluklu yapıların kaldırılması, ağ yüzeyindeki yanlış geometrilerin düzeltilmesi ve ağı yapının katı modele dönüştürülmesi olarak özetlenebilir. Ağ yapısı düzeltilen kemik ve diş modelleri sonrasında Meshmixer (3.5) programına aktarıldı.



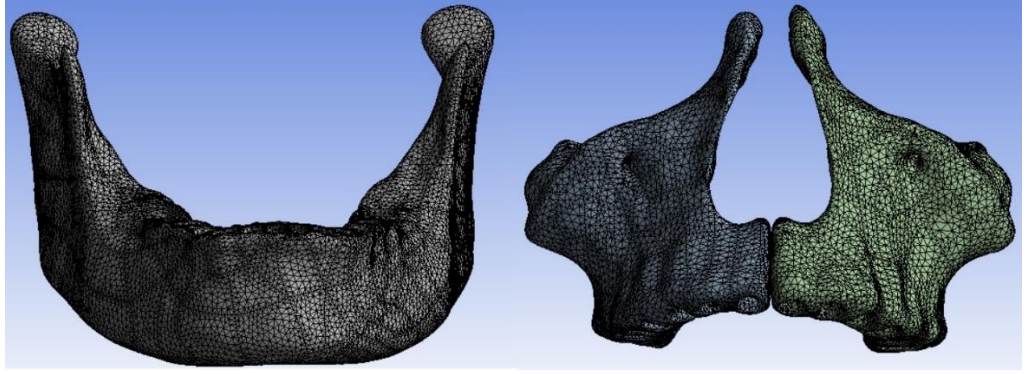
Şekil 3 .1.Dişsiz Mandibula



Şekil 3 .2.Dişsiz Maksilla



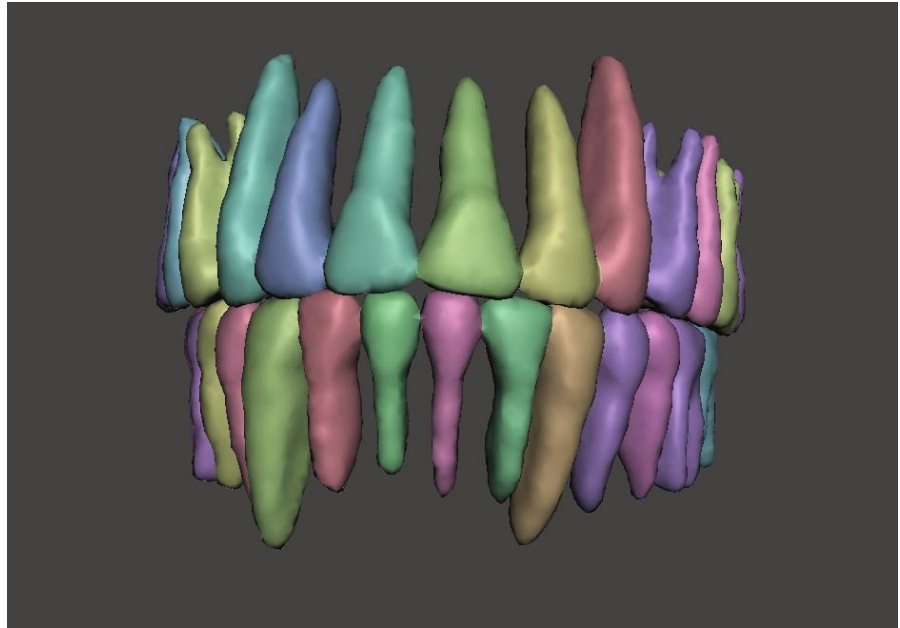
Şekil 3 .3.Maksilla,Mandibula ve tüm daimi dentisyon (Yirmi yaş dişler hariç)



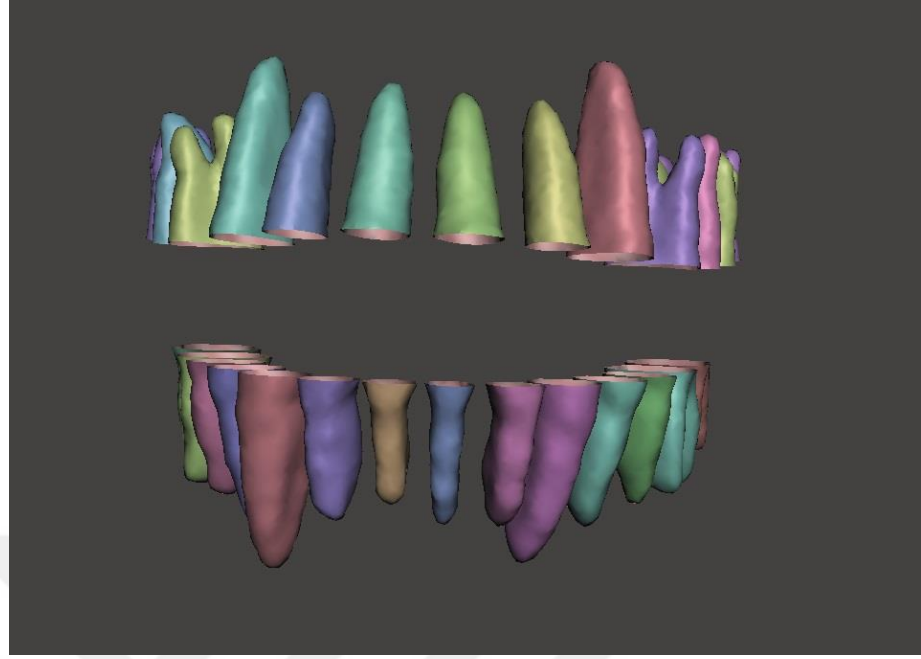
Şekil 3 .4.Dişsiz Maksilla ve mandibulanın mesh'lenmiş hali

3.2.Dişlerin Modellenmesi

Yirmi yaş dişleri hariç tüm daimi dişler oluşturulmuştur. Dişler homojen olarak modellenmiş; mine, dentin ve sement tabakaları ise tasarlanmamıştır. Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımları, dilimleme (slice) işlemi ile kesilmiş, yazılımdaki offset seçeneği ile 0.2 mm kalınlıkta PDL modellenmiştir. Son konumları belli olan PDL ve diş modellerinin hacimleri, mandibula ve maksilla kemiklerinin hacimlerinden çıkarılmıştır. Böylelikle kemiklerin içerisinde alveolar soketler oluşturulmuştur. Tüm bu işlemleri yaparken analiz programına girecek olan modellerin ağ yapılarının hacimsel olarak birbiri ile kesişmemesine dikkat edilmiştir.



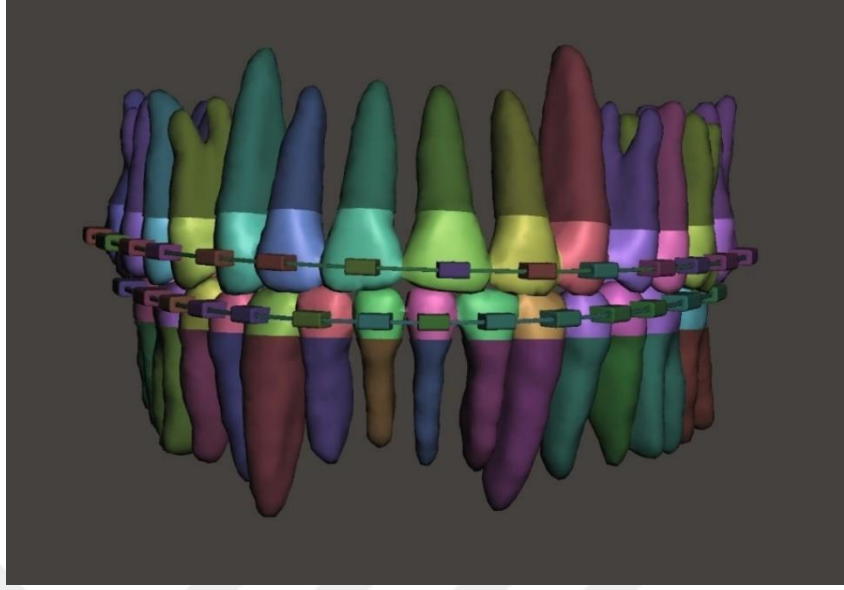
Şekil 3 .5.Dişlerin modellenmesi



Şekil 3 .6.Periodontal Ligamentlerin Modellenmesi

3.3.Ortodontik Braketlerin ve Ark Telinin Modellenmesi

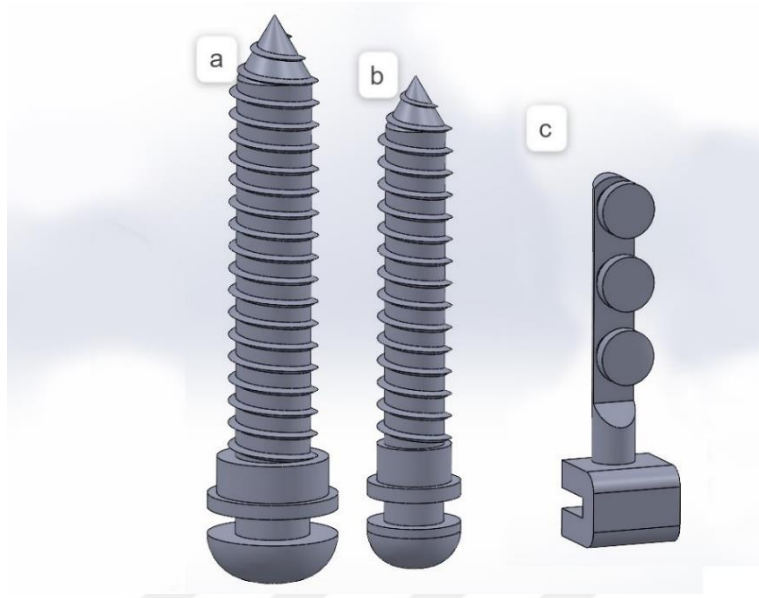
Braketler dikdörtgenler prizması şeklinde tasarlanmış, braket slotları 0.022x0.028 inç, ark teli kaydırma mekaniklerinde sürtünmeyi azaltmak amacıyla 0.019x0.022 inç boyutlarında ve materyal özellikleri paslanmaz çeliği taklit edecek şekilde Solidworks (SP2.0) programında tasarlanmıştır. Braketler tüm dişlerin vestibül yüzeylerine yerleştirilmiştir. Dişler ile braketler arası boşluğa ve kaymaya izin vermeyen “bonded” komutu kullanılmıştır. Braketler ile ark teli arasındaki temas ilişkisi ise sürtünmeli olarak oluşturulmuş ve 0.15 sürtünme katsayısı ayarlanmış, ark teli slot içinde 7.2° oynayacak şekilde simüle edilmiştir (139). Braket ve ark telleri izotropik ve homojen materyaller olarak kabul edilmiştir.



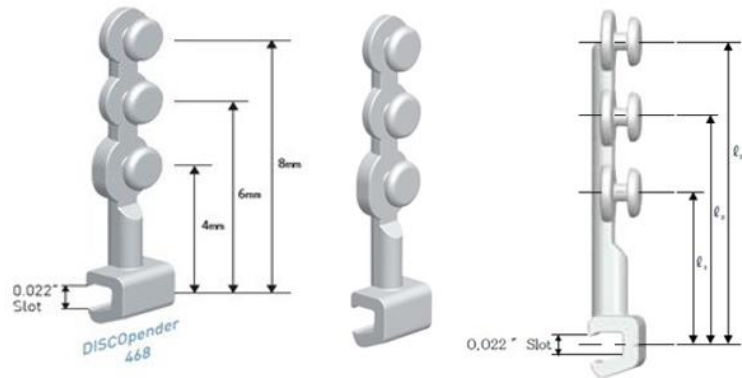
Şekil 3 .7.Braket ve ark telleri

3.4.Mini Vida ve Hook Modellenmesi

Vida adımı 0.56 mm ve yiv uzunluğu 0.29 mm olacak şekilde 2x12 mm boyutlarında (OrthoBoneScrew,Taiwan) (şekil 3.8a) ve vida adımı 0.4 mm ve yiv uzunluğu 0.2 mm olacak şekilde 1.6x10 mm boyutlarında (Biodent, Tokyo, Japan) (şekil 3.8b) iki adet mini vida Solidworks (SP2.0) programında tasarlanmıştır. Kısa olan mandibulanın sağ kadranında kanin-premolar arasına mandibular kemiğe dik olarak, uzun olan sol kadranında birinci-ikinci büyük azı dişler arasına oklüzal düzleme dik bir açıyla ikisi de ark telinin oturduğu braket slotundan 8 mm uzağa (140) yerleştirilmiştir. Vidaların köklere temas etmemesine dikkat edilmiş, vidalar ile kortikal kemik arasındaki sürtünme katsayısı 0.37 olarak ayarlanmıştır (137). Ayrıca mini vidalardan kuvvet uygulanmak üzere sağ mandibular ikinci premolar distalinde ve sol mandibular kanin dişin mezialinde ark teline yerleştirilmek üzere iki adet kanca (Discopender468, Bio Materials Korea) tasarlanmıştır (şekil 3.8c) (şekil 3.9).



Şekil 3 .8.Tasarlanan kanca ve mini vidalar

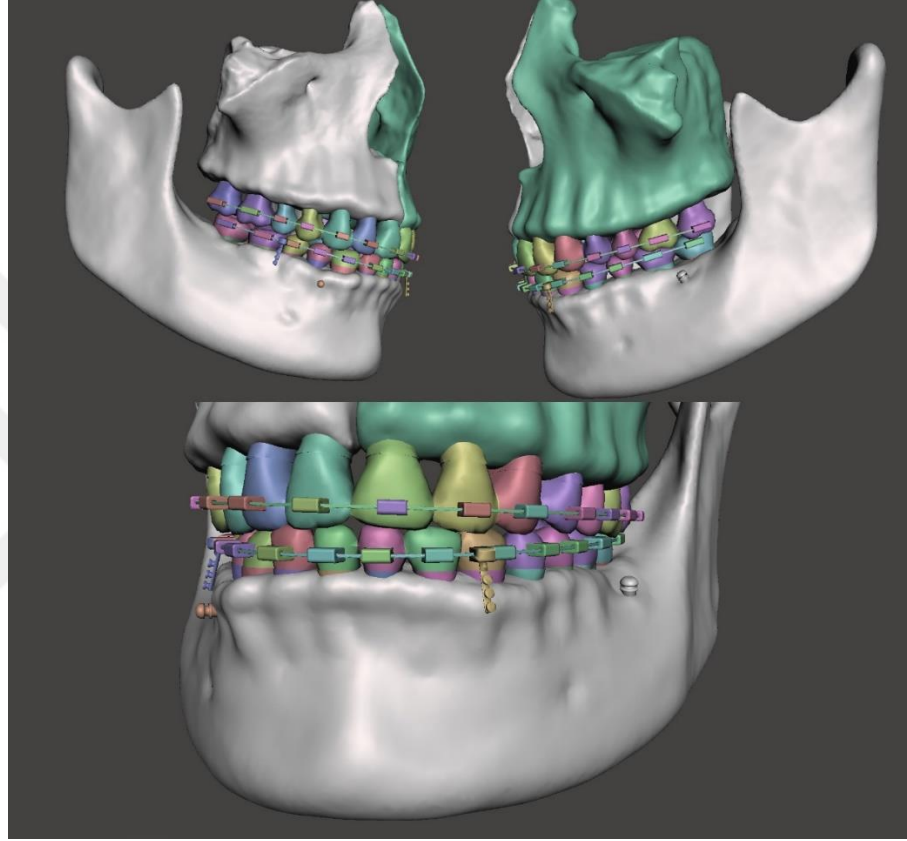


Şekil 3 .9.Tasarlanan kancalar

3.5.Senaryoların Oluşturulması

3.5.1.Birinci senaryo modelinin oluşturulması

Birinci senaryoda; mandibulanın sağ kadranda kanin-birinci premolar dişlerin arasına 1.6x10 mm boyutlarında ve sol kadranda birinci-ikinci molar dişleri arasında bukkal shelf bölgesine 2x 12 mm boyutlarında mini vidalar yerleştirilmiştir. İki adet sıkıştırılabilir kanca tasarlanmış, bunlar sağda ikinci premolar distaline ve solda kanin dişin mezialine ark teli üzerine yerleştirilmiştir (şekil 3.10) (16).Mini vidalardan bu kancalara doğru 300'er gram kuvvet uygulanmıştır.

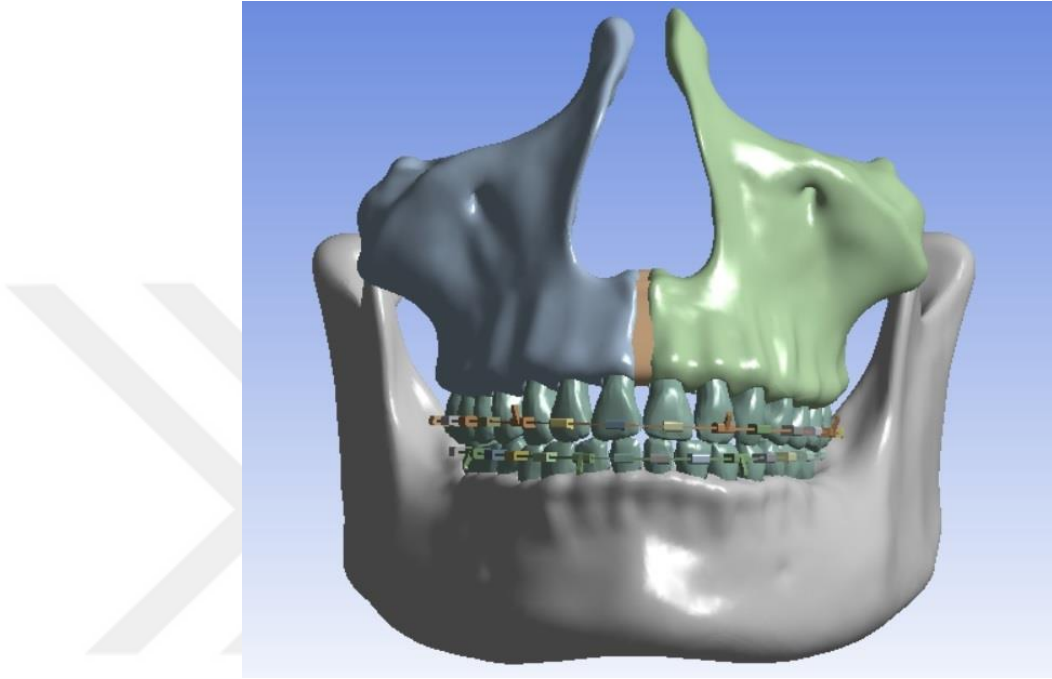


Şekil 3 .10.Birinci senaryonun tasarlanması

3.5.2.İkinci ve üçüncü senaryo modellerinin oluşturulması

Aynı model üzerinden dişlere farklı doğrultularda kuvvet vektörleri uygulanarak ikinci ve üçüncü senaryolar oluşturulmuştur (şekil 3.11). İkinci senaryoda; çenenin sağ kadranında alt birinci molar diştten üst kanin dişe uzanan sınıf 2 elastik, sol kadranına üst birinci molar diştten alt kanin dişe uzanan sınıf 3 elastik, anterior bölgede üst sol lateral diştten alt sağ lateral dişe uzanan diyagonal intermaksiller elastikler uygulanmıştır. (7).Bu senaryoda kant oluşumu gözlenebilmektedir. Bu yüzden Dr. Chris Chang'ın kant oluşumunu engellediğini iddia ettiği mekanik üçüncü senaryo olarak tasarlanmıştır. Üçüncü senaryoda; her iki çene kadranına alt birinci molar diştten kanin dişlere uzanan sınıf 2 intermaksiller elastik ve buna ek olarak orta hattın kaydırılması

istenen tarafın tersi yönde dengeleyici bir diyagonal intermaksiller elastik ile diş arkına kuvvetler uygulanmıştır (17). Bu diyagonal elastik; üst çenede sağ ve sol santral ve lateral dişler arasındaki kancalardan geçerek alt çenede sağ kanin diştten ikinci premolar dişe uzanır.



Şekil 3 .11.İkinci ve üçüncü senaryolara ait model

3.6.Ağ yapısının Oluşturulması

Geometrik modeller Hypermesh 13.0 (Altair Engineering, Troy, Michigan, U.S) yazılımına aktarıldı ve PDL, diş, alveolar kemik, braketler, ark teli ve mini vida gibi tüm parçalar bir araya getirildi. Hypermesh 13.0 yazılımı ile, bir ağ oluşturma (meshing) işlemiyle geometrik modelleri sonlu eleman modellerine dönüştürüldü. Modellerde mümkün olduğunca 8 düğümlü elementler kullanıldı. 8 düğümlü elementlerin yeterli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 düğümlü, 6 düğümlü, 5 düğümlü ve 4 düğümlü elementler kullanıldı. Böylece en yüksek kalitede ağ yapısı, en az sayıda element ile oluşturulmuş ve analizin tamamlanması kolaylaştırılmıştır. Modellerin düğüm ve element sayıları Tablo 3.1’ de sunulmuştur.

Tablo 3 .1..Modellerin düğüm ve element sayıları

	Düğüm Sayısı	Element Sayısı
Model 1	628699	356862
Model 2	591602	334925
Model 3	593930	337009

3.7.Materyal Özelliklerinin Programa Tanımlanması

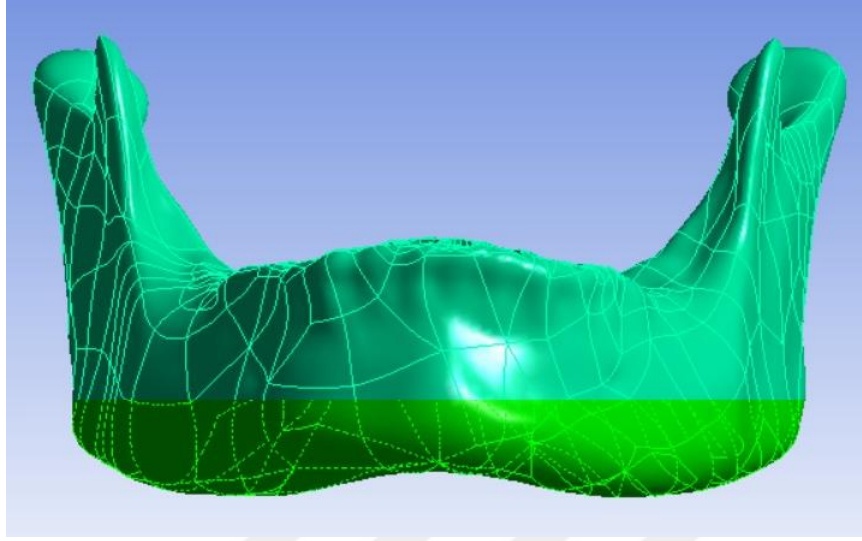
Oluşturulan tüm modeller, homojen, lineer elastik ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Materyal özellikleri Tablo 3.2’ de verilmektedir (137,141).

Tablo 3 .2.Materyal Özellikleri

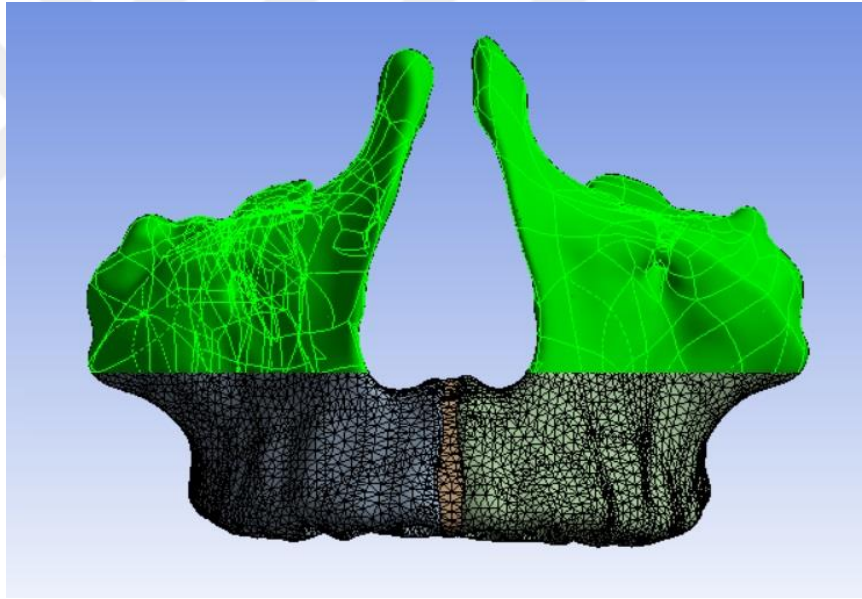
Materyal	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	1.37×10^4	0.30
Spongiyoz Kemik	7.90×10^3	0.30
Braket-Ark teli-Mini Vida	11×10^4	0.34
Dişler	2.07×10^4	0.30
Periodontal Ligament	50.00	0.49

3.8.Sınır Koşullarının Oluşturulması

Analizi yapmak için, oluşturulan modeller uzayda sabitlenmelidir. Kuvvet uygulandığında modeller sınır koşullarının oluşturulduğu bu bölgelerden destek almaktadır. Bu yüzden çalışmamızda maksilla üst bölgesinden ve mandibula alt kenarı boyunca sıfır hareket olacak biçimde sabitlenmiştir (110,142).



şekil 3 .12.Mandibulada sınır koşullarının ayarlanması

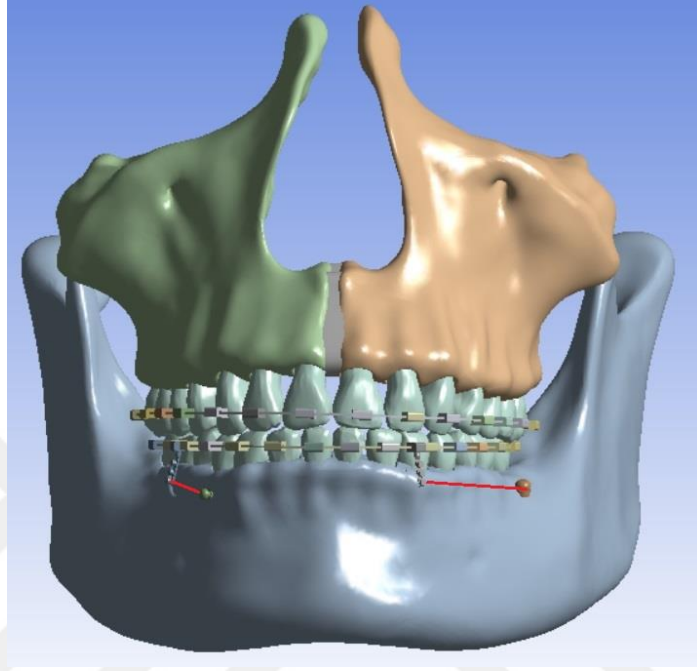


Şekil 3 .13.Maksillada sınır koşullarının ayarlanması

3.9. Modeller Üzerine Uygulanacak Kuvvet Vektörlerinin Ayarlanması

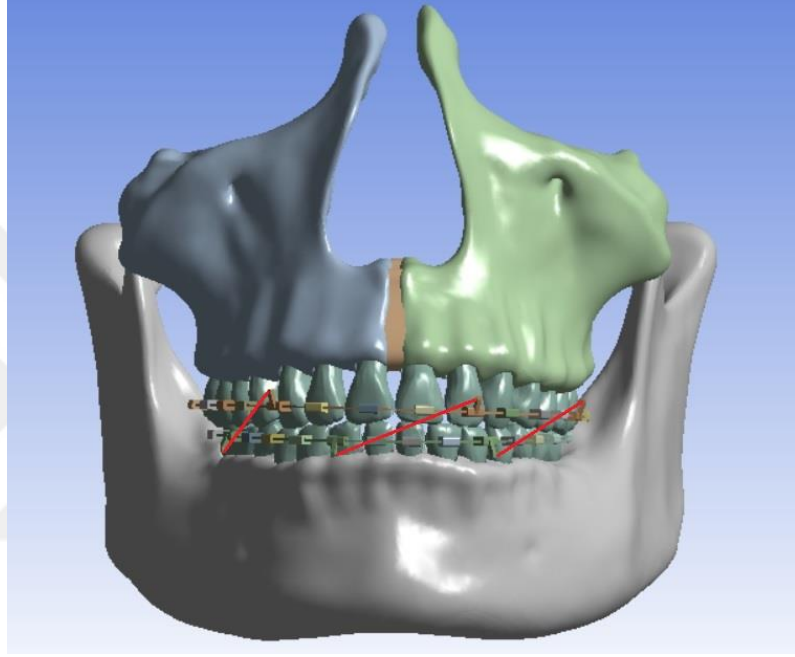
Birinci senaryoda; mandibulanın sağ kadranında kanin-birinci premolar dişlerin arasına oklüzal düzleme paralel bir mini vida ve aynı bölgede ikinci premoların distalinde ark teli üzerine bir kanca yerleştirilmiştir. Bu kancadan mini vidaya kuvvet uygulanmıştır. Mandibulanın sol kadranında ise birinci ile ikinci molar dişlerin arasında oklüzal düzleme dik bir mini vida ve aynı bölgede kanin mezialinde ark üzerine bir kanca yerleştirilmiştir. Bu kancadan mini vidaya kuvvet uygulanmıştır (şekil 3.11).

Kuvvetler; 8 mm'lik uzunluklara sahip bu iki kancanın her iki alt çene kadranında da mandibular kemik tabana en yakın bölümünden uygulanmış olup, 300'er gram büyüklüğündeydi (16).

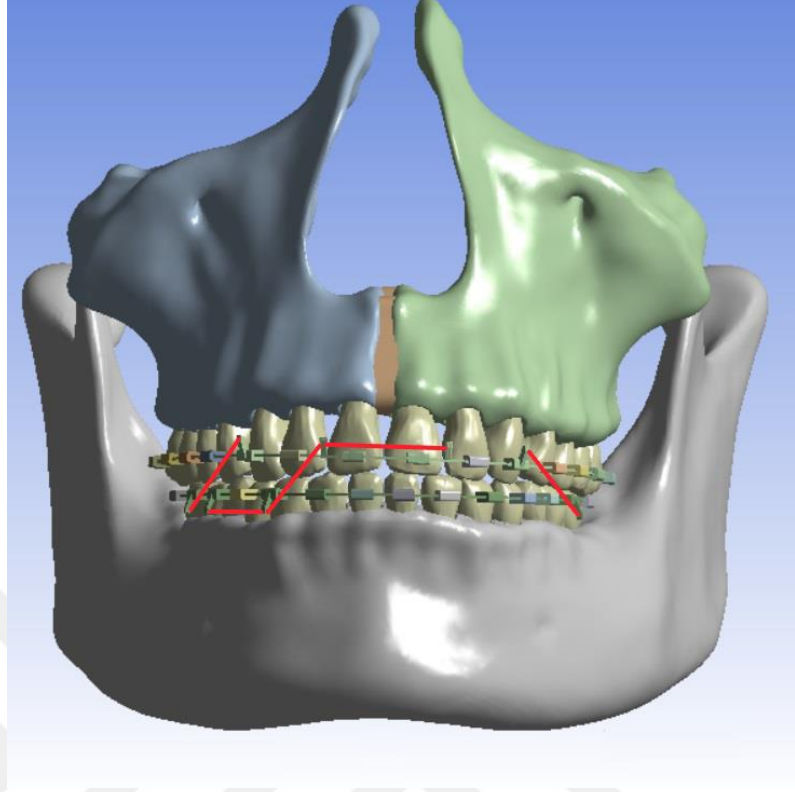


Şekil 3 .14.Senaryo 1'e ait kuvvet vektörleri

İkinci senaryoda; sağ kadranda alt birinci büyük azı dişinden üst kanin dişine uzanan sınıf 2 intermaksiller elastik,anteriorıda sol üst lateral dişten,sağ alt laterale uzanan çapraz bir elastik ve sol kadranda üst birinci büyük azı dişinden alt kanin dişe uzanan sınıf 3 intermaksiller elastik uygulanmıştır. Sınıf 2 ve sınıf 3 elastik kuvvetleri 6.5 oz=184.272 gram çapraz elastik kuvveti ise 3.5 oz=99.223 gram şiddetinde ayarlanmıştır (143).



şekil 3 .15.Senaryo 2'ye ait kuvvet vektörleri



Şekil 3 .16. Senaryo 3'e ait kuvvet vektörleri

Üçüncü senaryoda çenelere; çift taraflı sınıf 2 intermaksiller elastik ve anteriorda üst santral ile lateral dişler arasından geçip alt sağ kanin ve ikinci küçük azı dişine uzanan elastikler uygulanmıştır.Sınıf 2 elastik kuvveti çift taraflı 6.5 oz=184.272 gram anterior elastik kuvveti ise 3.5 oz=99.223 gram şiddetinde uygulanmıştır .



4.BULGULAR

Bu çalışmada, farklı orta hat düzeltme mekanikleri ile meydana gelen bireysel diş hareketi ve total dental arkın hareketleri ve bunlar üzerinde meydana gelen gerilmeler sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Bulgular, kuvvet uygulandığında ilk anda meydana gelen değişimlerle elde edilmiştir. Yer değiştirme değerleri için; her çene kadranında santral, kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişler olmak üzere on altı diş ve bu dişler üzerinde toplam elli iki referans noktası seçilmiştir (tablo 4.1). Yer değiştirme miktarları x,y ve z eksenleri üzerinde değerlendirilmiştir. X eksen; transvers yönü yani bukkolingual ya da bukkopalatal yönü, Y eksen; sagittal (anterior dişler için labiolingual, posterior dişler için meziodistal) yönü, Z eksen ise; oklüzogingival yönü göstermektedir. Gerilim ve yer değiştirme dağılımının değerlendirilmesi, von Mises gerilimi, ANSYS 12.1 (Ansys Inc, Canonsburg, Pennsylvania, U.S) yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Von Mises gerilmelerini gösteren şekillerde kırmızı renkle gösterilen alanlar maksimum gerilmenin meydana geldiği alanlar olup, mavi ile gösterilen alanlar minimum gerilme alanlarını göstermektedir.

Gerilme değerleri “N/mm²” olarak, yer değiştirme değerleri “mm” olarak verilmiştir. Sonuçların daha net gözlenmesi açısından görseller yüz kat büyütülerek sunulmuştur.

X ekseninde: Anterior dişler için pozitif değerler dişlerin sola, negatif değerler sağa hareketini gösterir. Posterior dişler için pozitif değerler sağ kadranda palatinal/linguale, sol kadranda ise bukkale hareketi gösterir.

Y ekseninde: Posterior dişlerde pozitif değerler; distalizasyonu ve negatif değerler, mezializasyonu temsil eder. Anterior dişlerde pozitif değerler; palatinal/lingual ve negatif değerler ise bukkal hareketleri gösterir.

Z ekseninde: Alt çenede pozitif değerler; ekstruzyon, negatif değerler; intruzyon ve üst çene için ise pozitif değerler; intruzyon, negatif değerler ise ekstruzyon hareketini gösterir.

4.1. Birinci senaryoya ait bulgular

Birinci senaryoda; mandibulanın sağ kadranda kanin-birinci premolar dişlerin arasına oklüzal düzleme paralel bir mini vida ve aynı bölgede ikinci premoların distalinde ark teli üzerine bir kanca yerleştirilmiştir. Bu kancadan mini vidaya kuvvet uygulanmıştır. Mandibulanın sol kadranda ise birinci ile ikinci molar dişlerin arasında oklüzal düzleme dik bir mini vida ve aynı bölgede kanin mezialinde ark üzerine bir kanca yerleştirilmiştir. Bu kancadan mini vidaya kuvvet uygulanmıştır. Kuvvetler her iki kadranda da 300'er gram olacak şekilde verilmiştir (16).

4.1.1. Dişlerdeki Yer Değiştirme Bulguları

Tablo 4. 1. Birinci senaryoya ait dişler üzerinde belirlenen noktaların yer değiştirme değerleri

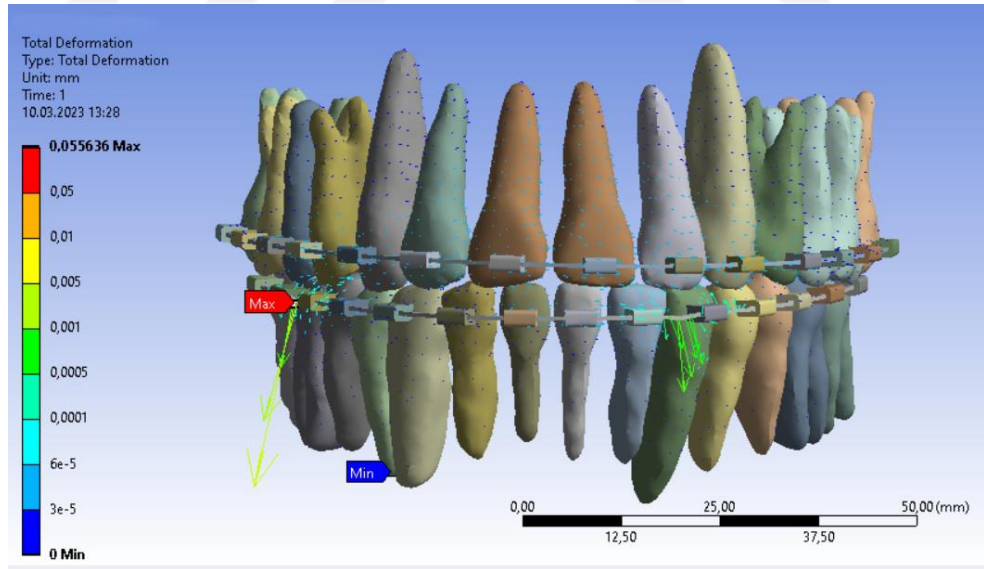
Senaryo 1	Transversal Düzlemdeki Yer Değiştirme (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Yer Değiştirme (y yönü) (mm)	Vertikal Yöndeki yer değiştirme (z yönü) (mm)
41 nolu dişin insizal kenar orta noktası	3000.08E-08	-6000.71E-08	1000.63E-08
41 nolu dişin kök apeksi	-10.31E-08	-10.27E-08	1.04E-08

43 nolu dişin kasp tepesi	-500.53E-08	-2000.44E-08	-600.71E-08
43 nolu dişin kök apeksi	-300.23E-08	300.99E-08	200.47E-08
45 nolu dişin bukkal kasp tepesi	1000.54E-08	-10000.48E-08	2000.89E-08
45 nolu dişin lingual kasp tepesi	6000.94E-08	-10000.18E-08	-2000.90E-08
45 nolu dişin kök apeksi	-40.58E-08	-20.51E-08	-200.58E-08
46 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	-8000.14E-08	7000.99E-08	-4000.14E-08
46 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	-8000.57E-08	3000.99E-08	-3000.99E-08
46 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	-8000.10E-08	6000.41E-08	-900.88E-08
46 nolu dişin distolingual kasp tepesi	-8000.89E-08	6000.07E-08	2000.21E-08
46 nolu dişin mezial kök apeksi	50.66E-08	-0.00598E-8	-100.95E-08
31 nolu dişin insizal kenar orta noktası	5000.42E-08	-9000.29E-08	2000.49E-08
31 nolu dişin kök apeksi	0.236E-08	-60.69E-08	-10.33E-08
33 nolu dişin kasp tepesi	-4000.09E-08	10000.68E-08	-2000.27E-08
33 nolu dişin kök apeksi	10.34E-08	-30.61E-08	-20.09E-08
35 nolu dişin bukkal kasp tepesi	2000.31E-08	-500.57E-08	1000.19E-08
35 nolu dişin lingual kasp tepesi	1000.70E-08	-100.53E-08	700.96E-08
35 nolu dişin kök apeksi	100.50E-08	100.28E-08	-100.09E-08

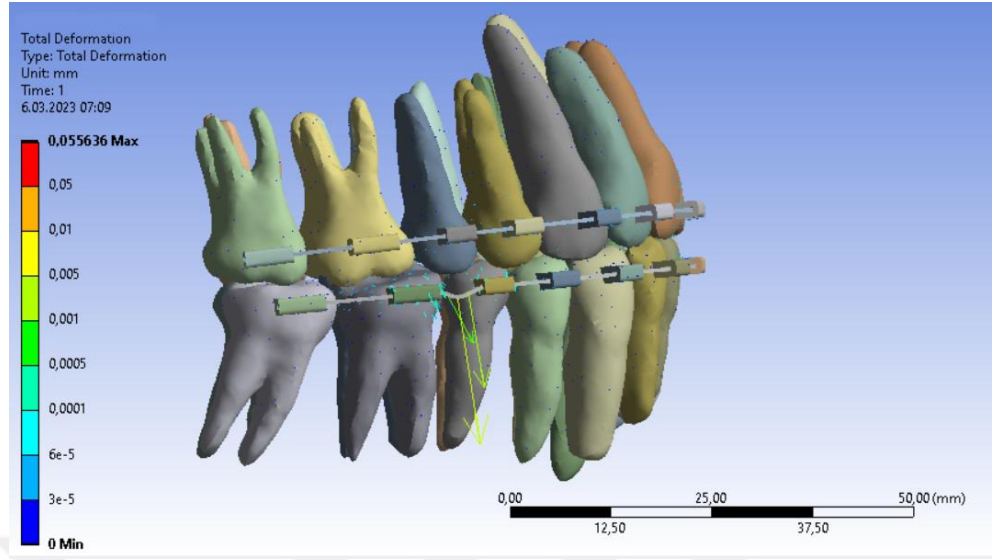
36 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	400.90E-08	-40.40E-08	900.20E-08
36 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	600.35E-08	200.58E-08	-900.32E-08
36 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	200.46E-08	20.60E-08	800.83E-08
36 nolu dişin distolingual kasp tepesi	300.05E-08	200.63E-08	200.94E-08
36 nolu dişin mezial kök apeksi	20.82E-08	200.01E-08	-20.18E-08
11 nolu dişin insizal kenar orta noktası	2000.37E-08	-6000.76E-08	-2000.01E-08
11 nolu dişin kök apeksi	1000.40E-08	-3000.96E-08	-2000.40E-08
13 nolu dişin kasp tepesi	-400.36E-08	-5000.96E-08	700.08E-08
13 nolu dişin kök apeksi	200.32E-08	-2000.55E-08	1000.26E-08
15 nolu dişin bukkal kasp tepesi	300.16E-08	-7000.74E-08	-400.35E-08
15 nolu dişin lingual kasp tepesi	1000.11E-08	-6000.64E-08	2000.27E-08
15 nolu dişin kk apeksi	-100.62E-08	-2000.26E-08	300.53E-08
16 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	-200.24E-08	-4000.53E-08	100.75E-08
16 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	-400.01E-08	-3000.98E-08	-100.51E-08
16 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	300.16E-08	-3000.98E-08	1000.25E-08
16 nolu dişin distolingual kasp tepesi	7.88E-08	-3000.40E-08	600.70E-08

16 nolu dişin meziobukkal kök apeksi	-300.41E-08	-1000.81E-08	200.61E-08
16 nolu dişin distobukkal kök apeksi	-300.62E-08	-1000.61E-08	100.31E-08
16 nolu dişin palatinal kök apeksi	100.13E-08	-1000.55E-08	1000.40E-08
21 nolu dişin insizal kenar orta noktası	600.15E-08	-10000.03E-08	-3000.31E-08
21 nolu dişin kök apeksi	-100.93E-08	-3000.45E-08	-3000.35E-08
23 nolu dişin kasp tepesi	500.48E-08	-7000.55E-08	-700.04E-08
23 nolu dişin kök apeksi	400.21E-08	-2000.22E-08	-700.90E-08
25 nolu dişin bukkal kasp tepesi	1000.04E-08	-4000.46E-08	200.02E-08
25 nolu dişin lingual kasp tepesi	400.28E-08	-4000.01E-08	-600.14E-08
25 nolu dişin kök apeksi	1000.14E-08	-2000.08E-08	300.81E-08
26 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	1000.21E-08	-3000.29E-08	100.44E-08
26 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	1000.27E-08	-2000.84E-08	200.83E-08
26 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	600.75E-08	-2000.95E-08	-500.07E-08
26 nolu dişin distolingual kasp tepesi	700.38E-08	-2000.51E-08	-300.84E-08
26 nolu dişin meziobukkal kk apeksi	1000.21E-08	-1000.68E-08	200.51E-08
26 nolu dişin distobukkal kök apeksi	1000.23E-08	-1000.46E-08	300.28E-08

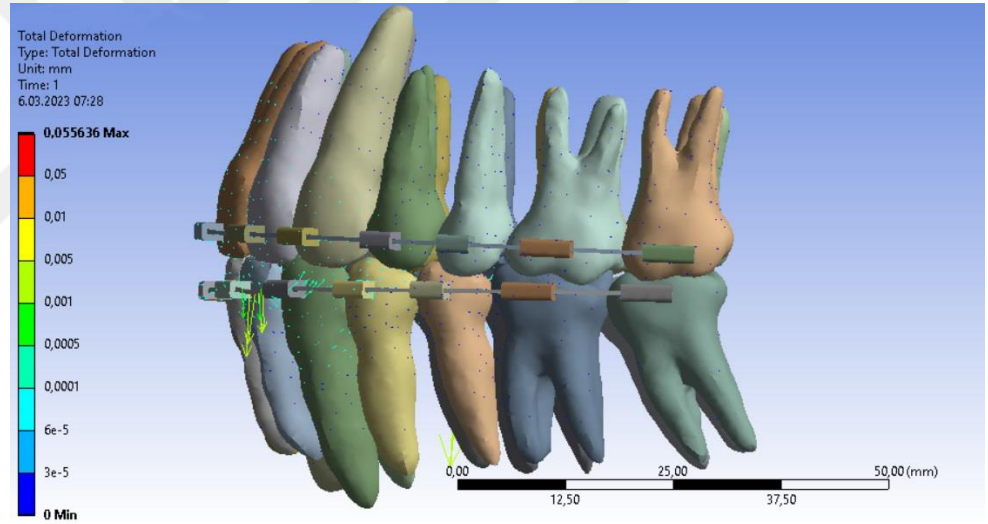
Yer değiştirme bulgularına göre, alt çenenin sağ kadranda mini vidadan kuvvet uygulanan sağ alt ikinci küçük azı dişi sagittal düzlemde (meziodistal yönde) kronu meziale, devrilmiş, vertikal yönde (okluzogingival) bukkal kaspı ekstruze, lingual kaspı intruze olmuştur. Sağ alt birinci büyük azı dişi, sagittal düzlemde kronu distale devrilmiş, vertikal yönde en çok intrüzyon hareketi meziobukkal tüberkülünde grlmştur. Sol alt kadranda mini vidadan kuvvet uygulanan kanin dişinin ise, kronu meziale, kökü distale hareket etmiş ve diş intrüze olmuştur. Sol alt birinci büyük azı dişinde, kayda değer bir devrilme hareketi olmaksızın distale hareket gözlenmiştir. Alt keser dişler; linguale devrilerek kron hareketi kök hareketinden fazla olmak üzere sola doğru hareket etmiştir. Alt ve üst çenede oluşturulan sınır koşullarına bağlı olarak çeneler arasında sıkı bir kontakt oluşturulmuştur. Bu sebeple alt çenede kuvvetin etkisiyle oluşan diş hareketinin etkisiyle üst çenedeki dişlerde de yer değiştirme meydana gelmiştir.



şekil 4 .1. Senaryo 1'a ait dişlerin yer değişim vektör analizi (cepheden görünüm)



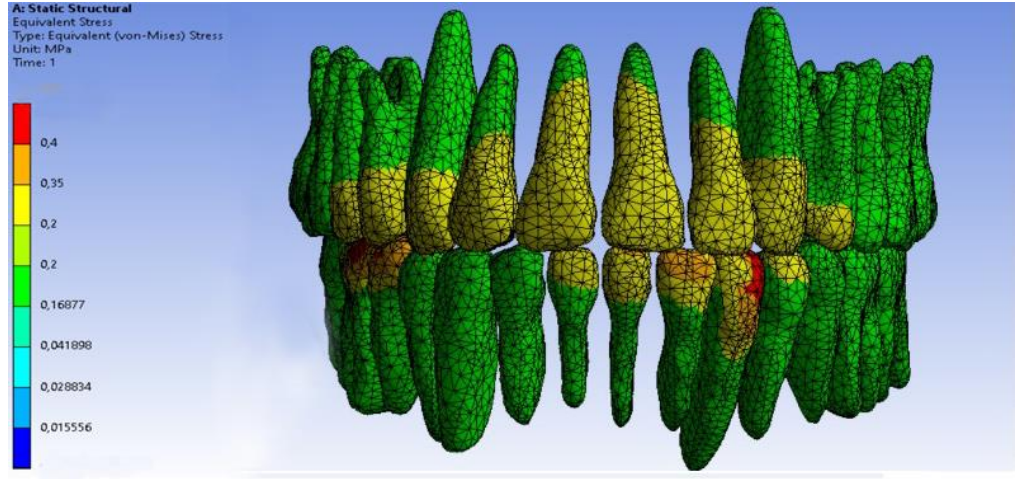
Şekil 4 .2.Senaryo 1'e ait dişlerin yer değişim vektör analizi (sağ lateral görünüm)



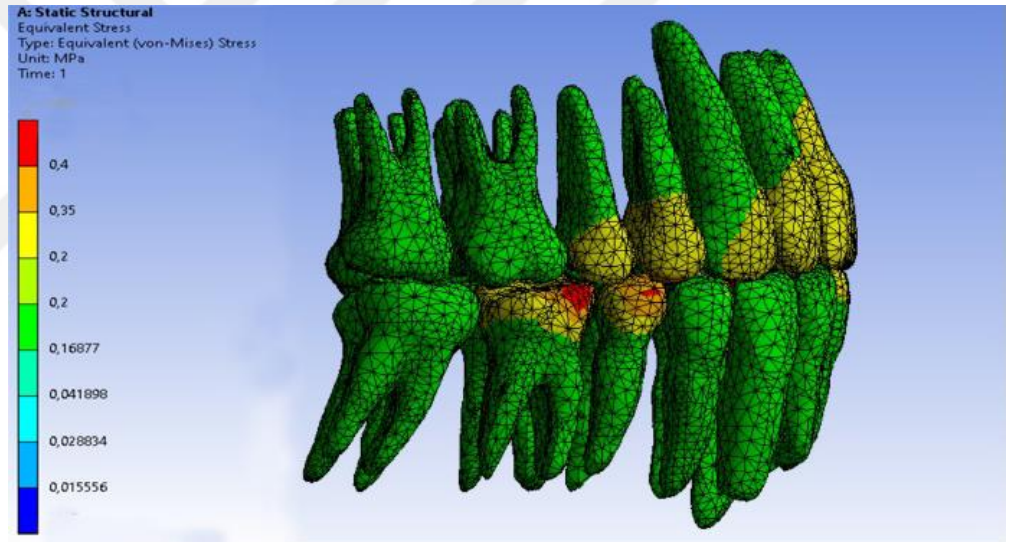
Şekil 4 .3.Senaryo 1'e ait dişlerin yer değişim vektör analizi (sol lateral görünüm)

4.1.2.Dişlerdeki Von Mises Gerilmeleri

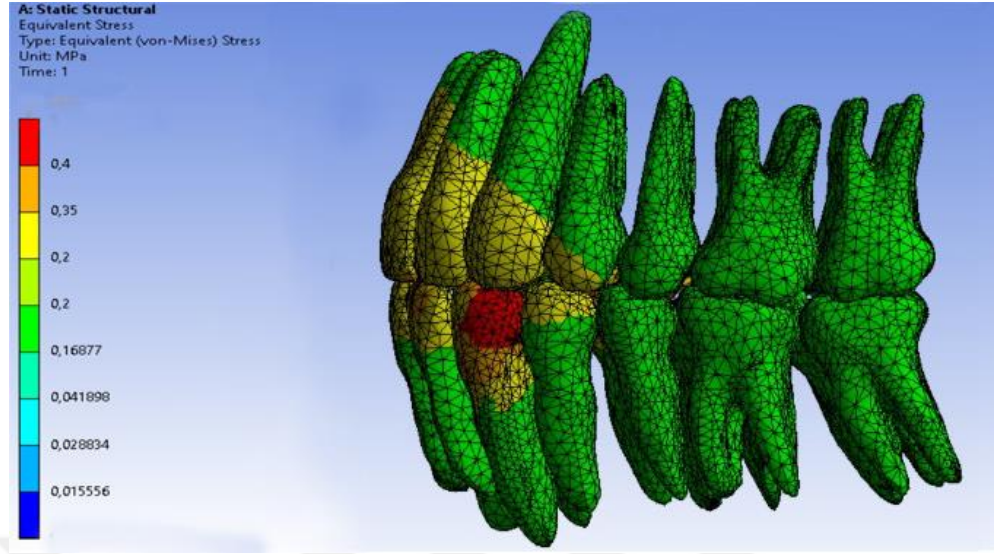
Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en fazla gerilme sağ alt molar dişin meziobukkal tüberkülünde (2.1853 MPa) ve sol alt kanin dişin distal kenarında (1.1442 MPa) görülmüştür. Köklerde kronlara oranla oluşan gerilmeler oldukça azdır.



Şekil 4.4. Senaryo 1'e ait dişlerdeki Von Mises gerilimleri (cepheden görünüm)



Şekil 4.5. Senaryo 1'e ait dişlerdeki Von Mises gerilimleri (sağ lateral görünüm)



Şekil 4. 6.Senaryo 1'e ait dişlerdeki Von Mises gerilimleri (sol lateral görünüm)

4.2.İkinci Senaryoya Ait Bulgular

4.2.1.Dişlerdeki Yer Değiştirme Bulguları

İkinci senaryoda; çenenin bir kadranına sınıf 2, diğer kadranına sınıf 3, ön bölgeye diyagonal intermaksiller elastikler aracılığıyla uygulanan kuvvetler simüle edilmiştir (7). Sınıf 2 ve sınıf 3 elastik kuvvetleri 6.5 oz=184.272 gram çapraz elastik kuvveti ise 3.5 oz=99.223 gram şiddetinde ayarlanmıştır (143).

Tablo 4.2.İkinci Senaryoya ait dişler üzerinde belirlenen noktaların yer değiştirme değerleri

Senaryo 2	Transversal Düzlemdeki Yer Değiştirme (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Yer Değiştirme (y yönü) (mm)	Vertikal Yöndeki yer değiştirme (z yönü) (mm)
41 nolu dişin insizal kenar orta noktası	900.78E-08	4000.28E-08	1000.41E-08
41 nolu dişin kök apeksi	-50.60E-08	-100.40E-08	80.59E-08
43 nolu dişin kasp tepesi	-300.75E-08	-2000.64E-08	-500.09E-08
43 nolu dişin kök apeksi	-300.04E-08	200.99E-08	30.03E-08

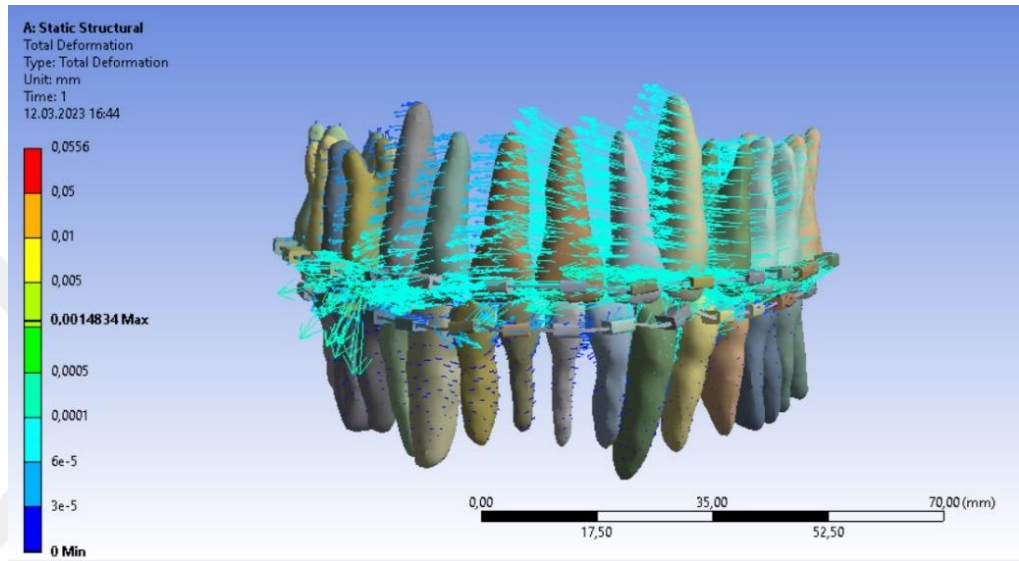
45 nolu dişin bukkal kasp tepesi	500.81E-08	-30.81E-08	100.14E-08
45 nolu dişin lingual kasp tepesi	600.91E-08	-100.68E-08	400.93E-08
45 nolu dişin kök apeksi	-40.68E-08	30.56E-08	20.07E-08
46 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	-100.82E-08	-6000.06E-08	1000.67E-08
46 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	-2000.09E-08	-100.61E-08	-300.32E-08
46 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	2000.76E-08	-3000.82E-08	-300.60E-08
46 nolu dişin distolingual kasp tepesi	1000.54E-08	-700.10E-08	-200.93E-08
46 nolu dişin mezial kök apeksi	-80.81E-08	-6.06E-08	60.17E-08
31 nolu dişin insizal kenar orta noktası	1000.56E-08	-3000.42E-08	500.17E-08
31 nolu dişin kök apeksi	-7.85E-08	-100.14E-08	30.66E-08
33 nolu dişin kasp tepesi	4000.04E-08	9000.38E-08	4000.07E-08
33 nolu dişin kök apeksi	-30.70E-08	-40.96E-08	60.69E-08
35 nolu dişin bukkal kasp tepesi	2000.08E-08	-900.01E-08	-1000.11E-08
35 nolu dişin lingual kasp tepesi	1000.42E-08	-200.70E-08	-600.29E-08
35 nolu dişin kök apeksi	200.03E-08	-9.61E-08	-10.34E-08
36 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	600.67E-08	-200.55E-08	-200.81E-08
36 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	800.08E-08	100.30E-08	100.64E-08

36 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	400.03E-08	-100.26E-08	-100.86E-08
36 nolu dişin distolingual kasp tepesi	400.96E-08	100.70E-08	100.09E-08
36 nolu dişin mezial kök apeksi	100.32E-08	0.03.85E-8	-10.54E-08
11 nolu dişin insizal kenar orta noktası	-3000.84E-08	5000.92E-08	-1000.47E-08
11 nolu dişin kök apeksi	-500.38E-08	5000.02E-08	-400.27E-08
13 nolu dişin kasp tepesi	8000.29E-08	-1000.05E-08	-1000.44E-08
13 nolu dişin kök apeksi	1000.26E-08	2000.84E-08	-30.02E-08
15 nolu dişin bukkal kasp tepesi	5000.28E-08	700.03E-08	700.17E-08
15 nolu dişin lingual kasp tepesi	3000.01E-08	200.26E-08	900.44E-08
15 nolu dişin kök apeksi	2000.87E-08	1000.32E-08	500.36E-08
16 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	4000.35E-08	1000.04E-08	800.52E-08
16 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	4000.55E-08	300.41E-08	1000.23E-08
16 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	3000.27E-08	500.72E-08	900.00E-08
16 nolu dişin distolingual kasp tepesi	3000.51E-08	-100.16E-08	1000.31E-08
16 nolu dişin meziobukkal kök apeksi	2000.91E-08	900.47E-08	600.47E-08
16 nolu dişin distobukkal kök apeksi	2000.86E-08	700.07E-08	700.76E-08
16 nolu dişin palatinal kök apeksi	2000.13E-08	500.53E-08	900.99E-08

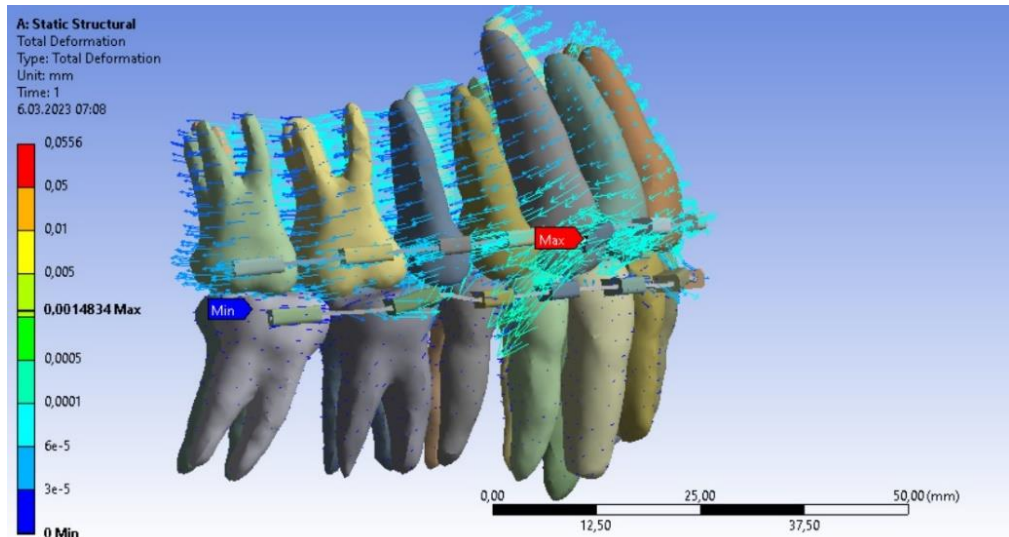
21 nolu dişin insizal kenar orta noktası	-2000.26E-08	6000.31E-08	-2000.32E-08
21 nolu dişin kök apeksi	-400.75E-08	7000.17E-08	-300.95E-08
23 nolu dişin kasp tepesi	-7000.68E-08	10000.07E-08	800.20E-08
23 nolu dişin kök apeksi	-6000.44E-08	4000.64E-08	900.02E-08
25 nolu dişin bukkal kasp tepesi	-10000.34E-08	10000.03E-08	-3000.03E-08
25 nolu dişin lingual kasp tepesi	-10000.01E-08	8000.78E-08	-1000.05E-08
25 nolu dişin kök apeksi	-7000.63E-08	4000.14E-08	-2000.11E-08
26 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	-10000.06E-08	10000.85E-08	-5000.11E-08
26 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	-10000.21E-08	9000.95E-08	-5000.23E-08
26 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	-7000.04E-08	10000.16E-08	700.60E-08
26 nolu dişin distolingual kasp tepesi	-7000.74E-08	7000.41E-08	-1000.34E-08
26 nolu dişin meziobukkal kök apeksi	-7000.68E-08	3000.54E-08	-2000.96E-08
26 nolu dişin distobukkal kök apeksi	-7000.72E-08	3000.58E-08	-3000.74E-08
26 nolu dişin palatinal kök apeksi	-6000.93E-08	3000.45E-08	-1000.53E-08

İkinci senaryoya ait yer değiştirme bulgularına göre, sınıf 2 intermaksiller elastik verilen sağ kadranda alt birinci büyük azı diş, transvers düzlemde (bukkolingual) bukkale devrilmiş, meziobukkal rotasyona uğrayarak mezialize olmuştur. Meziobukkal kaspı ekstruze olmuştur. Sınıf 2 elastiğin uzandığı diğer diş olan sağ üst kanin dişi ise kron hareketi kök hareketinden fazla olmak üzere distale hareket etmiştir. Vertikal yönde ise ekstruze olmuştur. Sınıf 3 intermaksiller elastik verilen sol kadranda üst

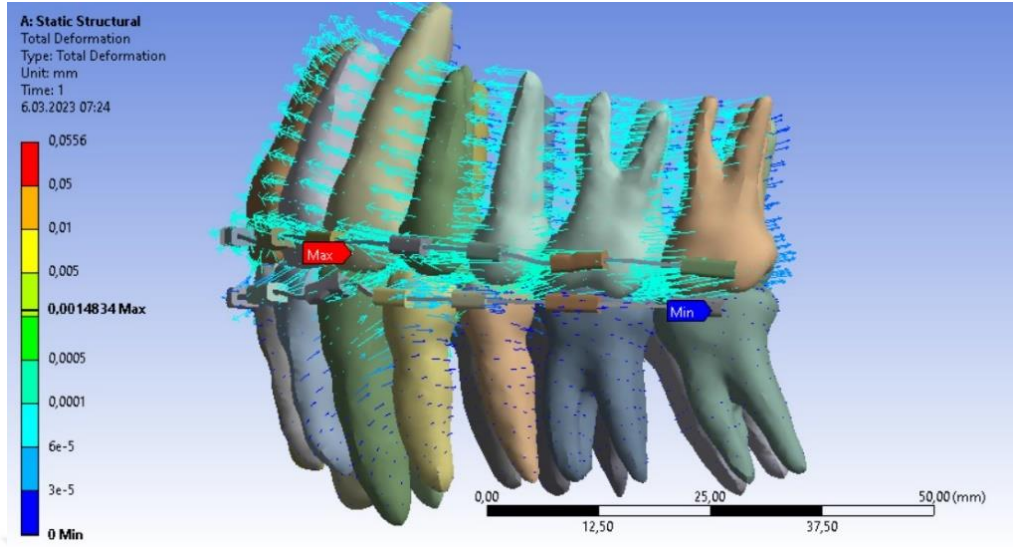
birinci büyük azı dişi, transvers ekseninde palatinala devrilmiş, kron hareketi kök hareketinden fazla olmak üzere mezialize olmuştur. Vertikal yönde bukkal tüberkülleri sarkacak şekilde ekstruze olmuştur. Sol alt kanin diş distal yönde hareket etmiş ve ekstruze olmuştur. Orta hat elastiklerinin verildiği sol üst lateral diş ve sağ alt lateral dişin mezioinsizal kenarları ekstruze olmuştur. Üst keser dişler sağa, alt keser dişler sola hareket etmiştir.



Şekil 4 .7.Senaryo 2'ye ait dişlerin yer değişim vektör analizi (cepheden görünüm)



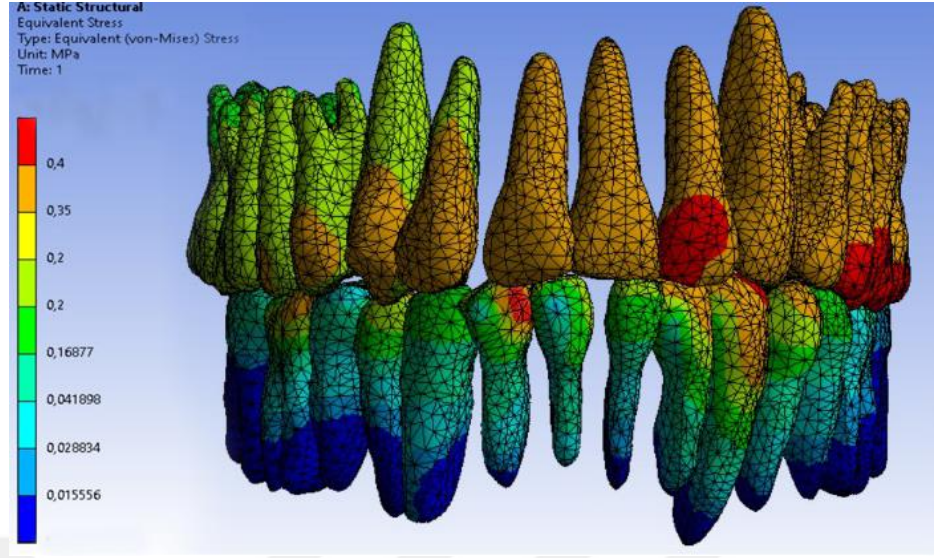
Şekil 4 .8.Senaryo 2'ye ait dişlerin yer değişim vektör analizi (sağ lateral görünüm)



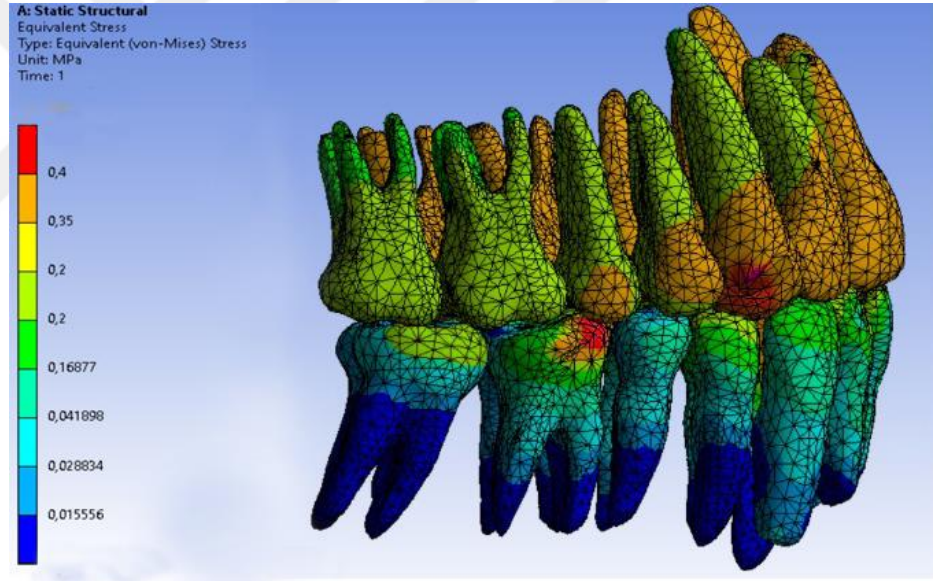
Şekil 4 .9.Senaryo 2'ye ait dişlerin yer değişim vektör analizi (sol lateral görünüm)

4.2.2.Dişlerdeki Von Mises Gerilmeleri

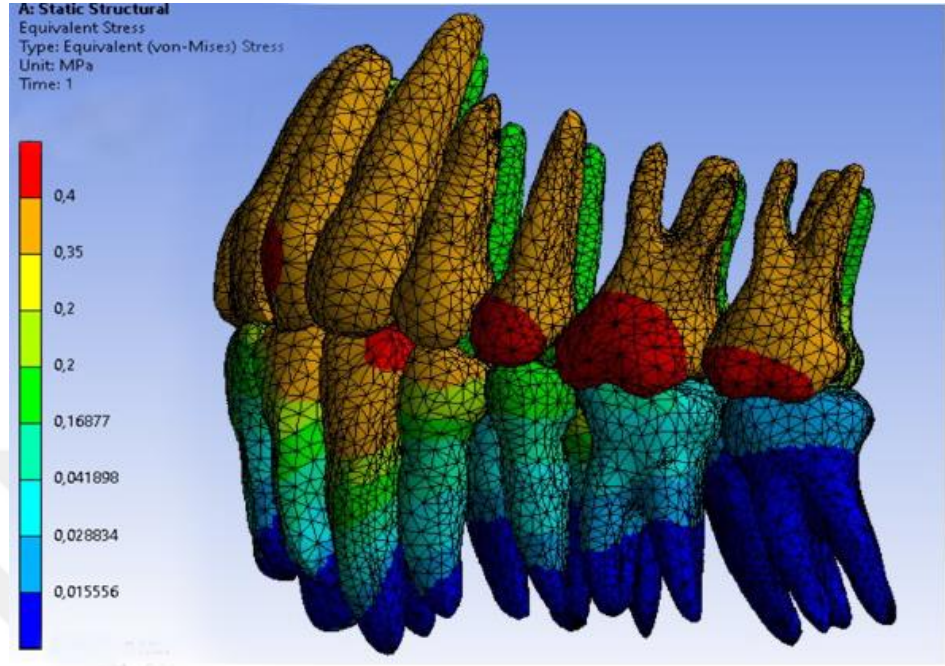
Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en fazla gerilme sağda; alt birinci molar dişin meziobukkal tüberkülünde (9.6145 MPa) ve üst kanin dişin distal kenarında (5.629 MPa) görülmüştür. Solda ise; üst birinci molar dişin bukkalinde (1.6262 MPa), alt kanin dişin distobukkal tüberkülünde (1.4862 MPa) gerilme en fazladır. Anterior bölgede en yoğun gerilim alanı sol üst lateral (0.96145 MPa) ve sağ alt lateral dişlerin meziolabial kenarlarında (0.4862 MPa) yer almaktadır. En az gerilme alt çene dişlerin kök kısımlarında gözlemlenmiştir.



Şekil 4. 10. Senaryo 2'ye ait dişlerdeki Von Mises gerilimleri (cepheden görünüm)



Şekil 4. 11. Senaryo 2'ye ait dişlerdeki Von Mises gerilimleri (sağ lateral görünüm)



Şekil 4 .12.Senaryo 2'ye ait dişlerdeki Von Mises gerilimleri (sol lateral görünüm)

4.3.Üçüncü Senaryoya Ait Bulgular

4.3.1.Dişlerdeki Yer Değiştirme Bulguları

Üçüncü senaryoda, her iki tarafa sınıf 2 intermaksiller elastik ve buna ek olarak orta hattın kaydırılması istenen tarafın tersi yönde dengeleyici bir diyagonal intermaksiller elastik ile diş arkına kuvvetler uygulanmıştır. Sınıf 2 elastik kuvveti 6.5 oz=184.272 gram anterior diyagonal elastik kuvveti ise 3.5 oz=99.223 gram şiddetinde ayarlanmıştır (17).

Tablo 4. 3.Üçüncü Senaryoya ait dişler üzerinde belirlenen noktaların yer değiştirme değerleri

Senaryo 3	Transversal Düzlemdeki Yer Değiştirme (x yönü) (mm)	Sagittal Düzlemdeki Yer Değiştirme (y yönü) (mm)	Vertikal Yöndeki yer değiştirme (z yönü) (mm)
41 nolu dişin insizal kenar orta noktası	700.50E-08	8000.06E-08	2000.62E-08
41 nolu dişin kök apeksi	200.74E-08	20.31E-08	400.06E-08

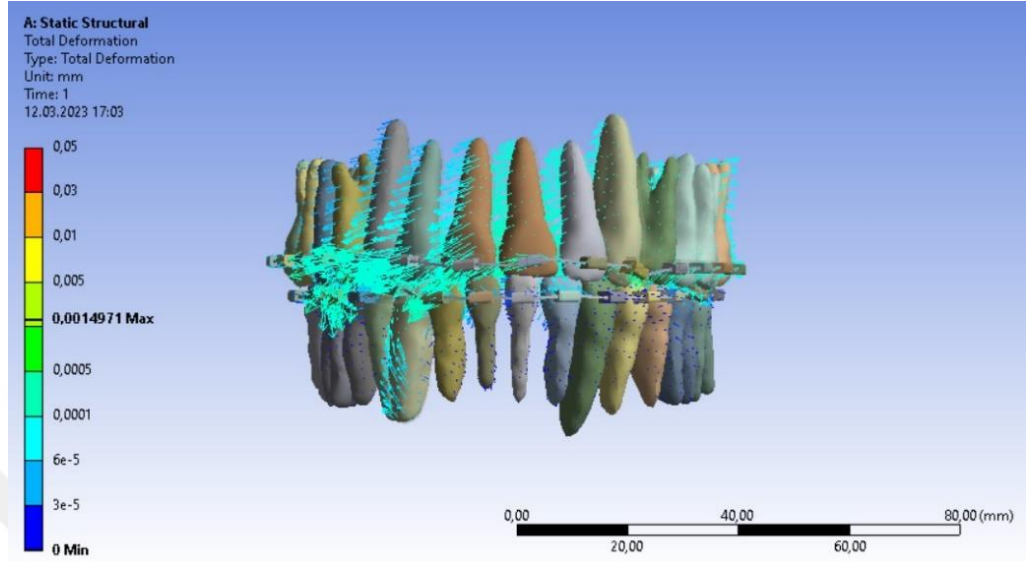
43 nolu dişin kasp tepesi	10000.69E-08	20000.12E-08	3000.09E-08
43 nolu dişin kök apeksi	-5000.16E-08	4000.79E-08	1000.64E-08
45 nolu dişin bukkal kasp tepesi	2000.96E-08	-700.15E-08	2000.41E-08
45 nolu dişin lingual kasp tepesi	5000.25E-08	500.19E-08	3000.06E-08
45 nolu dişin kök apeksi	-40.10E-08	30.93E-08	-100.06E-08
46 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	-1000.28E-08	-6000.86E-08	700.08E-08
46 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	-4000.07E-08	-200.34E-08	-1000.04E-08
46 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	2000.14E-08	-4000.52E-08	-900.48E-08
46 nolu dişin distolingual kasp tepesi	800.64E-08	-400.71E-08	-300.03E-08
46 nolu dişin mezial kök apeksi	-100.14E-08	1.04E-08	40.09E-08
31 nolu dişin insizal kenar orta noktası	1000.46E-08	2000.17E-08	900.12E-08
31 nolu dişin kök apeksi	70.66E-08	20.86E-08	100.78E-08
33 nolu dişin kasp tepesi	30.05E-08	500.11E-08	-700.16E-08
33 nolu dişin kök apeksi	20.17E-08	2,53E-08	-60.88E-08
35 nolu dişin bukkal kasp tepesi	-1000.70E-08	1000.58E-08	700.99E-08
35 nolu dişin lingual kasp tepesi	-1000.07E-08	1000.05E-08	400.73E-08
35 nolu dişin kök apeksi	-100.42E-08	6,26E-08	20.51E-08
36 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	-1000.57E-08	-6000.78E-08	1000.47E-08
36 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	-3000.40E-08	-200.92E-08	-200.97E-08

36 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	1000.97E-08	-5000.48E-08	-600.09E-08
36 nolu dişin distolingual kasp tepesi	600.98E-08	-1000.18E-08	-400.73E-08
36 nolu dişin mezial kök apeksi	-100.75E-08	5.93E-08	70.92E-08
11 nolu dişin insizal kenar orta noktası	-10000.13E-08	9000.63E-08	-1000.97E-08
11 nolu dişin kök apeksi	-10000.27E-08	5000.80E-08	-200.67E-08
13 nolu dişin kasp tepesi	7000.18E-08	-700.64E-08	-900.49E-08
13 nolu dişin kök apeksi	1000.25E-08	3000.20E-08	-300.71E-08
15 nolu dişin bukkal kasp tepesi	6000.36E-08	1000.16E-08	800.94E-08
15 nolu dişin lingual kasp tepesi	3000.90E-08	300.91E-08	1000.51E-08
15 nolu dişin k�k apeksi	3000.33E-08	1000.59E-08	800.21E-08
16 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	5000.06E-08	1000.29E-08	1000.22E-08
16 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	5000.33E-08	400.04E-08	1000.64E-08
16 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	3000.72E-08	700.03E-08	1000.24E-08
16 nolu dişin distolingual kasp tepesi	4000.20E-08	-200.34E-08	1000.72E-08
16 nolu dişin meziobukkal kök apeksi	3000.42E-08	1000.09E-08	900.81E-08
16 nolu dişin distobukkal kök apeksi	3000.40E-08	700.93E-08	1000.11E-08
16 nolu dişin palatinal kök apeksi	2000.37E-08	500.60E-08	1000.38E-08
21 nolu dişin insizal kenar orta noktası	-10000.79E-08	10000.08E-08	-2000.52E-08
21 nolu dişin kök apeksi	-10000.55E-08	7000.31E-08	-200.75E-08

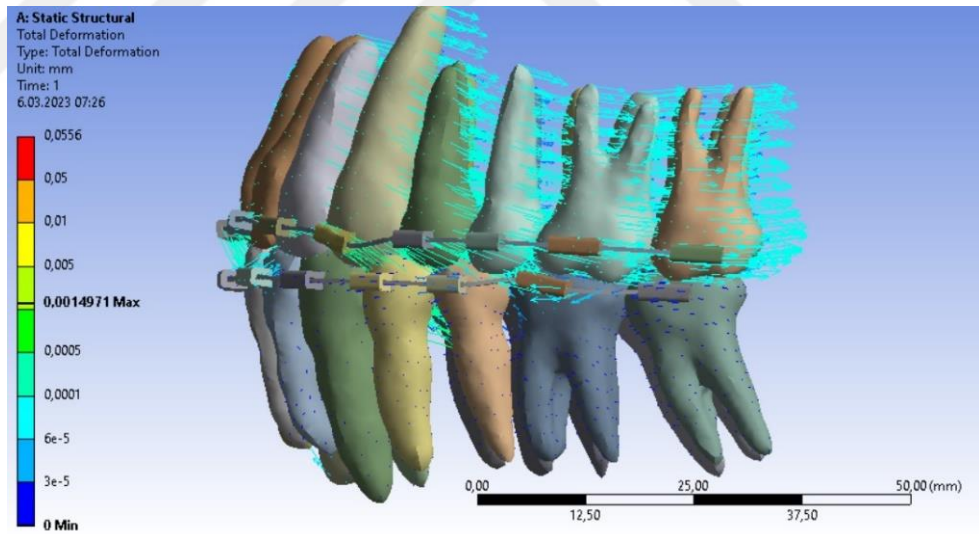
23 nolu dişin kasp tepesi	20000.49E-08	20000.19E-08	-900.66E-08
23 nolu dişin kök apeksi	10000.05E-08	3000.73E-08	200.53E-08
25 nolu dişin bukkal kasp tepesi	10000.71E-08	7000.91E-08	2000.19E-08
25 nolu dişin lingual kasp tepesi	10000.73E-08	7000.03E-08	4000.33E-08
25 nolu dişin kk apeksi	9000.23E-08	2000.79E-08	300.30E-08
26 nolu dişin meziobukkal kasp tepesi	10000.37E-08	5000.17E-08	2000.99E-08
26 nolu dişin distobukkal kasp tepesi	10000.33E-08	4000.10E-08	3000.97E-08
26 nolu dişin meziolingual kasp tepesi	10000.44E-08	4000.23E-08	5000.34E-08
26 nolu dişin distolingual kasp tepesi	10000.39E-08	2000.90E-08	6000.24E-08
26 nolu dişin meziobukkal kk apeksi	9000.01E-08	900.95E-08	2000.10E-08
26 nolu dişin distobukkal kök apeksi	8000.88E-08	-600.49E-08	2000.87E-08
26 nolu dişin palatinal kök apeksi	10000.08E-08	-700.58E-08	5000.35E-08

 senaryo'ya ait verilere göre,sağ ve sol bölgede sınıf 2 intermaksiller elastik verilen birinci büyük azı dişleri meziobukkal rotasyon yaparak mezialize olmuş ve ekstruze olmuşlardır.Kanın dişleri ise kron hareketi köke oranla fazla olacak şekilde distalize olmuş ve ekstruze olmuşlardır. Bu senaryoda ek olarak anterior bölgede üst sağ ve sol santral ile lateral dişler arasından sağ alt kanin ve ikinci küçük azı dişlere uzanan elastik verilmiştir. Bu elastik kuvvetinin ekisiyle elastiiğin zandiğı üst keserlerde palatine ve sağ alt kanin ve ikinci küçük azı dişlerinde linguale doğru hareket gözlenmiştir. Sağ st santral dişin kron hareketi daha fazla olacak şekilde distalize olmuş,sol üst santral dişin kron ve kökü ise meziale hareket etmiştir. Ayrıca vertikal yönde üst keserlerde ekstruzyon söz konusudur. Sağ alt kanin dişin ekstruze

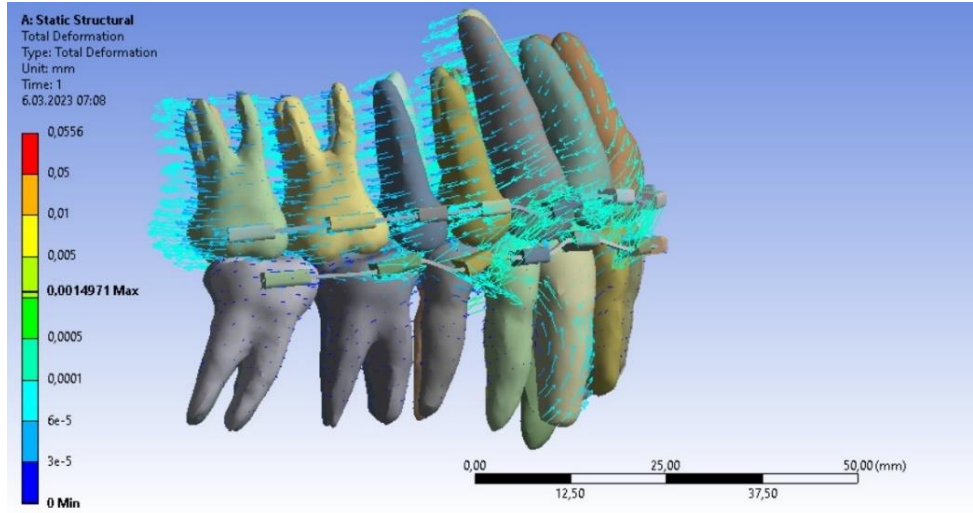
olduğu,kronunun meziale devrildiği gözlenmiştir.Alt sağ ikinci küçük azı dişinin ise bukkal tüberkülünün mezialinde linguale ve meziale devrilme gözlenmiştir.



Şekil 4. 1.Senaryo 3'e ait dişlerin yer değişim vektör analizi (cepheden görünüm)



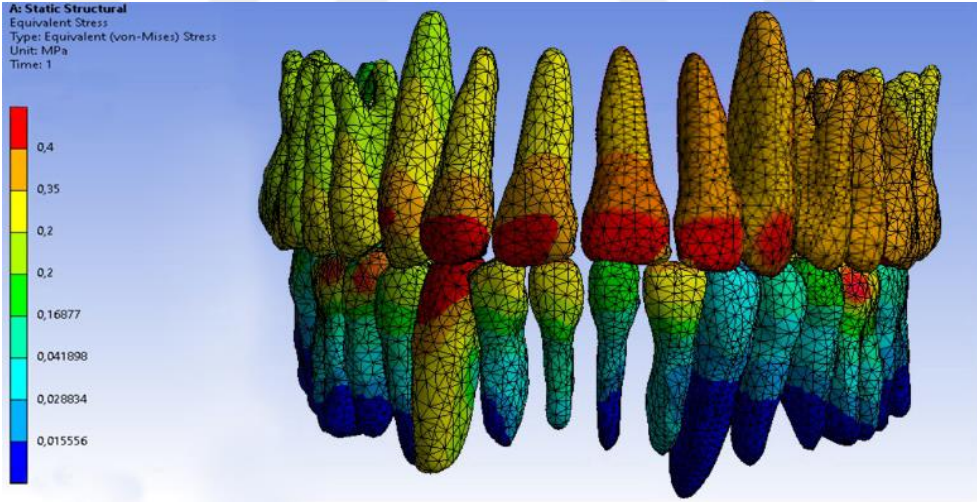
Şekil 4 .13.Senaryo 3'e ait dişlerin yer değişim vektör analizi (sol lateral görünüm)



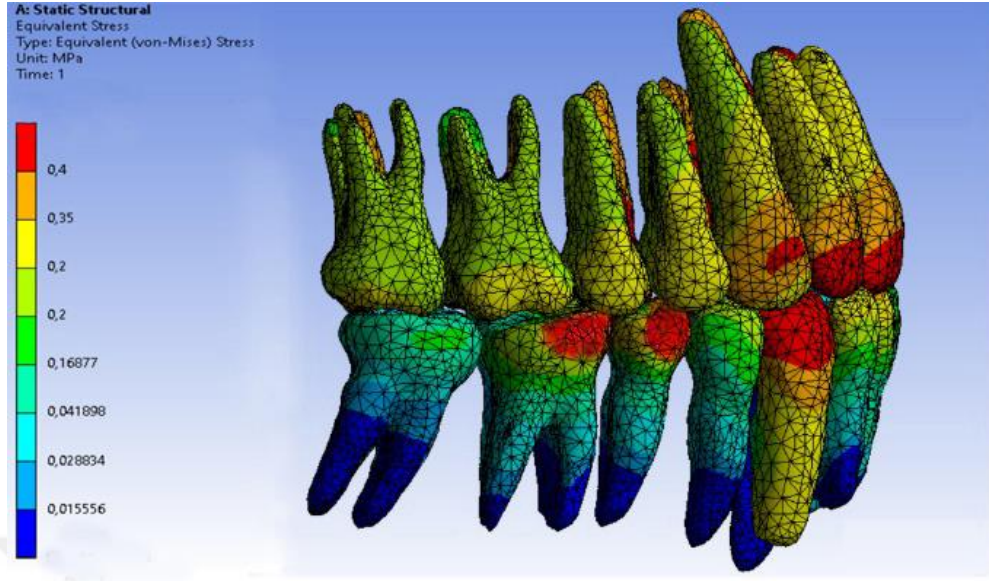
Şekil 4 .14.Senaryo 3'e ait dişlerin yer değişim vektör analizi (sağ lateral görünüm)

4.3.2.Dişlerdeki Von Mises Gerilmeleri

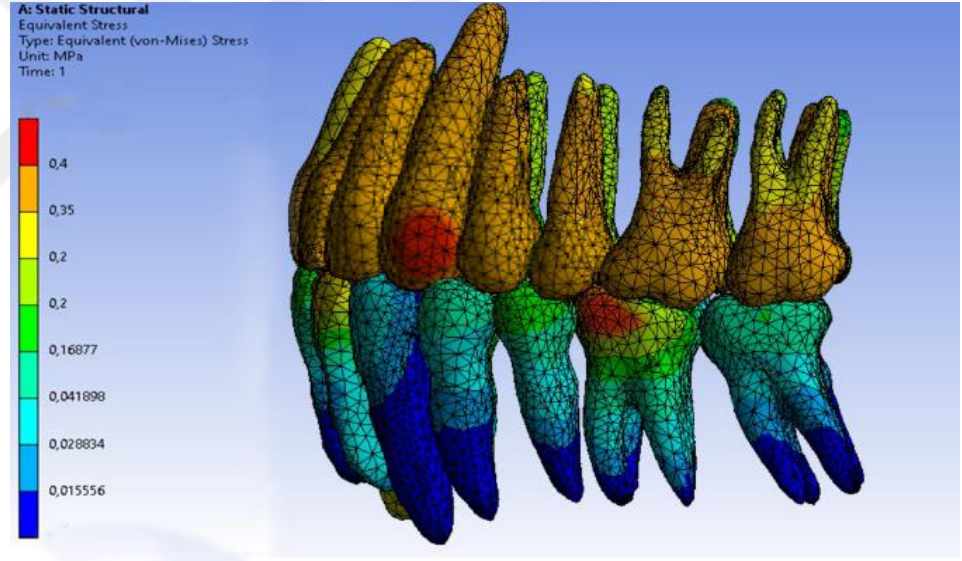
En yoğun gerilim alanı anteriorda alt sağ kanin dişte (4.1661 MPa) yer almaktadır. Posteriora ise sağ alt ikinci premolar dişte (0.81732 MPa) gerilim fazladır. En az gerilme alt çene dişlerinin köklerinde meydana gelmiştir.



Şekil 4 .15. Senaryo 3'e ait dişlerdeki Von Mises gerilmeleri (cepheden görünüm)



Şekil 4. 16.Senaryo 3'e ait dişlerdeki Von Mises gerilimleri (sağ lateral görünüm)



Şekil 4. 17. Senaryo 3'e ait dişlerdeki Von Mises gerilimleri (sol lateral görünüm)

4.4.Üç Senaryoya Ait Değerlerin Karşılaştırılması

Senaryolar x ekseninde karşılaştırıldığında üç senaryoda da alt keserler sola doğru hareket etmiştir. En fazla hareket birinci senaryoda (41 nolu dişin insizal kenar orta noktası referans alındığında yer değiştirme değerleri sırasıyla; 3000.08E-08 mm, 900.78E-08 mm, 700.50E-08 mm) görülmüştür (tablo 4.4). İkinci ve üçüncü senaryoda lastik uygulanan üst keser dişler sağa doğru yer değiştirmiştir. Sayısal değerler incelendiğinde en fazla üst keser hareketi üçüncü senaryoda olmuştur (11 nolu dişin

insizal kenar orta noktası referans alındığında yer değiştirme değerleri sırasıyla; 2000.37E-08 mm, -3000.84E-08 mm, -10000.13E-08 mm) (tablo 4.4). Ayrıca üst keser dişlerin sagittal yönde kron ve kök yer değiştirme değerleri, ikinci senaryoda (21 nolu dişin insizal kenar orta noktası için yer değiştirme değeri; -2000.26E-08 mm, 21 nolu dişin kök apeksinde oluşan yer değiştirme değeri; -400.75E-08 mm) üçüncü senaryoya (21 nolu dişin insizal kenar orta noktası için yer değiştirme değeri; -10000.79E-08 mm, 21 nolu dişin kök apeksinde oluşan yer değiştirme değeri; -10000.55E-08 mm) oranla daha fazla devrilerek hareket ettiklerini gösterir (tablo 4.4). Y ekseninde ikinci ve üçüncü senaryoda üst keserler değerlendirildiğinde, palatinale devrilme en fazla üçüncü senaryoda (11 nolu dişin insizal kenar orta noktası referans alındığında yer değiştirme değerleri sırasıyla; 5000.92E-08 mm, 9000.63E-08 mm) görülmüştür (tablo 4.5). Sagittal yönde ikinci senaryo için üst sağ ve alt sol posterior dişlerde ve distalizasyon, üst sol ve alt sağ posterior dişlerde mezializasyon görülmüştür. Üçüncü senaryoda ise üst çenede sağ ve sol posterior dişlerde distalizasyon, alt çene sağ ve sol posterior dişlerde ise mezializasyon gözlenmiştir. Sayısal verilere göre alt çenede sagittal yönde total diş hareketi sağlamada ikinci senaryo, üçüncü senaryoya göre daha etkili bulunmuştur. Z eksenindeki değerlendirmede; birinci senaryoda alt sağ molar dişin meziyobukkal tüberkülü intruze olurken (-10000.14E-08 mm), ikinci senaryoda bu dişin aynı tüberkülü ekstruze olmuştur (1000.67E-08 mm). Ayrıca ikinci ve üçüncü senaryolarda sağ üst molar dişler intruze olmuştur (meziobukkal kasp tepesine ait yer değiştirme değerleri sırasıyla; 800.52E-08 mm, 1000.22E-08 mm). Vertikal eksende yer değiştirme değerleri incelendiğinde birinci senaryoda sağ alt molar dişler (birinci molar dişin meziobukkal kasp tepesi referans alındığında yer değiştirme değeri -4000.14E-08 mm) intruze olmuş, sol alt molar dişler (900.20E-08 mm) ekstruze olmuştur. İkinci senaryoda sağ üst (800.52E-08 mm) ve sol alt molar dişlerde (-200.81E-08 mm) intruziyon, sağ alt (1000.67E-08 mm) ve sol üst molar (-5000.11E-08 mm) dişlerde ise ekstruziyon meydana gelmiştir. Üçüncü senaryoda üst molar dişlerde (10000.22E-08 mm) intruziyon, alt molar dişlerde (700.08E-08 mm) ise ekstruziyon meydana gelmiştir. Birinci senaryoda alt sağ (-600.71E-08 mm) ve alt sol kanin dişler (-2000.27E-08 mm) intruze olmuştur. İkinci senaryoda alt sağ kanin (-500.09E-08 mm) intruze ve alt sol kanin (4000.07E-08 mm) ekstruze olmuştur. Üçüncü senaryoda alt sağ kanin diş

(3000.09E-08 mm) intruze ve alt sol kanin diş (-700.16E-08 mm) ekstruze olmuştur. Tüm senaryolarda alt ve üst keser dişler ekstruze olmuştur (tablo 4.6).

Tablo 4. 4.X ekseninde tüm senaryolardaki santral dişlerin karşılaştırılması

X eksen	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
31 nolu dişin insizal kenar orta noktası	5000.42E-08	1000.56E-08	1000.46E-08
31 nolu dişin kök apeksi	0.236E-08	-7.85E-08	70.66E-08
41 nolu dişin insizal kenar orta noktası	3000.08E-08	900.78E-08	700.50E-08
41 nolu dişin kök apeksi	-10.31E-08	-50.60E-08	200.74E-08
11 nolu dişin insizal kenar orta noktası	2000.37E-08	-3000.84E-08	-10000.13E-08
11 nolu dişin kök apeksi	1000.40E-08	-500.38E-08	-10000.27E-08
21 nolu dişin insizal kenar orta noktası	600.15E-08	-2000.26E-08	-10000.79E-08
21 nolu dişin kök apeksi	-100.93E-08	-400.75E-08	-10000.55E-08

Tablo 4. 5.Y ekseninde üst santral dişlerin ikinci ve üçüncü senaryo için değerlendirilmesi

Y eksen	Senaryo 2	Senaryo 3
11 nolu dişin insizal kenar orta noktası	5000.92E-08	9000.63E-08
11 nolu dişin kök apeksi	5000.02E-08	5000.80E-08
21 nolu dişin insizal kenar orta noktası	6000.31E-08	10000.08E-08
21 nolu dişin kök apeksi	7000.17E-08	7000.31E-08

Tablo 4. 6.Z ekseninde santral dişlerin senaryolar için değerlendirilmesi

Z eksen	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
31 nolu dişin insizal kenar orta noktası	2000.49E-08	500.17E-08	900.12E-08
31 nolu dişin kök apeksi	-10.33E-08	30.66E-08	100.78E-08
41 nolu dişin insizal kenar orta noktası	1000.63E-08	1000.41E-08	2000.62E-08
41 nolu dişin kök apeksi	1.04E-08	80.59E-08	400.06E-08
11 nolu dişin insizal kenar orta noktası	-2000.01E-08	-1000.47E-08	-1000.97E-08
11 nolu dişin kök apeksi	-2000.40E-08	-400.27E-08	-200.67E-08
21 nolu dişin insizal kenar orta noktası	-3000.31E-08	-2000.32E-08	-2000.52E-08
21 nolu dişin kök apeksi	-3000.35E-08	-300.95E-08	-200.75E-08

5.TARTIŞMA

5.1. Amacın Değerlendirilmesi

Dental orta hatların uyumu, maksiller ve mandibular iki santral keser dişin orta noktalarının yüz orta hattı ile aynı hatta olması olarak tanımlanır (144). Diş estetiğinin değerlendirmesinde, genellikle birinci parametre olarak diş ve yüz orta hat arasındaki uyuma bakılır. Rufenacht, yüz orta hattı ve dental orta hattın mümkün olduğunca çakışması gerektiğini belirtmiştir (145). Yapılan en az beş çalışmada çıkan sonuçlara göre diş orta hattının 2 mm veya daha fazla sapması, çoğu kişi tarafından kolayca saptanır olduğu için, bu durum ortodontik tedavi planı formüle edilirken dikkate alınmalıdır (146–148). Orta hat uyumsuzlukları, ortodontik tedavi veya ortognatik cerrahi ile düzeltilebilir. Orta hat düzeltimi hastaya intermaksiller elastikler kullanılarak, tek taraflı diş çekimi yapılarak, asimetrik mekanikler (kantilever, asimetrik palatal ark vs.) ve mini vidalar kullanılarak yapılabilir (149). İntermaksiller elastikler ile tedavi orta hattın kayma yönüne göre, bir tarafta sınıf 2, diğer tarafta sınıf 3 ve anterior bölgede diyagonal elastiklerin kombine kullanılması şeklinde olabilir (19).

Orta hat problemlerini düzeltmek için kullanılan bazı mekanikler, orta hat sapmalarını kamufle ederek düzeltir ve bazı yan etkilere sebep olur. Buna ön bölgede kullanılan diyagonal elastikler bir örnektir. Kesici dişleri devirip, akslarını değiştirerek ve her iki çenede ön oklüzal düzlemi dikleştirerek orta hat düzeltilemediği halde düzelmiş yanılsamasına neden olabilir (150). Benzer şekilde, ortodontistler, bir tarafta Sınıf 2 elastikler, diğer tarafta Sınıf 3 elastikler ve/veya ön çapraz elastikler kullanarak orta hattı düzeltmeye çalışırlar. Özellikle ince ve esnek teller kullanıldığında kuvvet sistemi, çenenin sol ve sağ bölgelerinde üst ve alt oklüzal düzlemleri farklı yönlere yönlendirerek kanta sebep olur. Sonucunda düzeltmekten ziyade daha şiddetli olabilecek bir maloklüzyona ve estetik problemlere neden olabilir (40,151). Bu durum, paslanmaz çelik ve tam kalınlıkta teller kullanılarak bir dereceye kadar azaltılabilir. Diğer bir endişe konusu intermaksiller elastikler ile temporomandibular bozukluklar (TMB) arasındaki ilişkidir. O'Reilly ve ark.tarafından yapılan bir araştırmada, Sınıf II elastikler ile TMB arasında bir ilişki bulunamasa da subklinik TMB sorunu olan hastalarda Sınıf III elastik kullanımı konusunda dikkatli olunması gerektiği belirtilmiştir

(152). Ayrıca yapılan bir hayvan çalışmasında intermaksiller kuvvetlerin TMD'nin etiyolojik bir faktörü olabileceği de bildirilmiştir (153). Elastikler, istenmeyen bu yan etkilere sahiptir. Ayrıca tamamen hasta kooperasyonuna bağlı olduğu için intermaksiller elastikler yerine mini vidalar, orta hat problemlerini çözmede başka bir seçenek olmuştur (154,155). Literatürde mini vidaların orta hat düzeltme amacıyla kullanıldığı birçok vaka raporu mevcuttur (14,16,163,155–162).

Orta hat sapmalarının tedavisi, farklı ankraj gereksinimleri ve uygun olmayan mekaniklerden kaynaklanan diş devrilmeleri, oklüzal düzlemin bir yöne eğilmesi ve tork kaybı gibi istenmeyen yan etkiler nedeniyle karmaşıktır (6). Literatürde orta hat tedavi mekaniklerinin dental etkilerinin klinik olarak ya da sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırıldığı bir çalışma bulunamamıştır. Bu nedenle bu çalışmada, orta hat düzeltme amacıyla farklı kombinasyonda intermaksiller elastikler ve mini vidalar ile dişlere kuvvet uygulanmış, bu kuvvetlerin bireysel olarak dişler ve total dental ark üzerindeki etkileri incelenmiştir.

5.2. Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi

Araştırmamızda, orta hat düzeltmek amacıyla mini vidalar ve farklı kombinasyonlarda kullanılan intermaksiller elastikler ile dişler üzerine kuvvet uygulanmış ve bu kuvvetin etkileri incelenmiştir. Analiz yöntemi olarak üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır. Yirmi yaş dişler hariç tüm daimi dişler, maksilla ve mandibula kemikleri, dişlerin alveolar kemikleri, periodontal ligament, braketler, paslanmaz çelik bir ark teli, mini vida ve sıkıştırılabilir kancalar modellenmiştir.

İskeletsel ankraj uygulamaları, ortodontistlerin tedavi planının bir parçası haline geldiğinden beri, ortodontik mini implantlar ile, ankraj konusunda başarılı sonuçlar elde edilmektedir (164). Mini implantlar tüm ortodontik hareketler için başarıyla kullanılabilir (165). Mini vidalar bitişik dişlerin kökleri arasında bulunan alveolar proçes alanlarına yerleştirmek yaygın olsa da (interradiküler), dişlerin total distalizasyonunda kullanılmak üzere ekstra alveolar olarak adlandırılan yeni alanlar da önerilmiştir (166–170). Bazı yazarlar (171–173), sağladıkları birçok avantajdan dolayı ortodontik tedavide mini vidaların ekstra alveoler yerleşimi için üst çenede infrazigomatik krest ve alt çenede bukkal shelf alanını önermektedir. Köklere zarar

verme riskinin azlığı, daha büyük çaplı ve uzun mini vidaların kullanımına izin vermesi, dişlerin meziodistal hareketine engel olmaması, geleneksel mini vidalara göre daha yüksek başarı yüzdesine sahip olması sağladığı avantajlardan bazılarıdır (164). Deguchi ve ark. tarafından yapılan bir araştırmada bilgisayarlı tomografi analizi ile kök teması ve hasarı önlemek için 6 mm'den daha kısa bir uzunluk ve 1.5 mm'lik bir çapın güvenli olabileceğini göstermiştir (174). Poggio ve ark.; yaptıkları bir çalışmada ikinci küçük azı ile birinci azı dişleri arasına yerleştirilen mini vidaların maksimum 1.2-1.3 mm çapa sahip olması gerektiğini bulmuşlardır (175). Suzuki ve arkadaşlarının (176) yaptığı çalışma sonucunda ankraj amaçlı interradyiküler alana yerleştirilen 1.3 mm çapında mini vidaların uygun stabilitesinin sağlanması için maksillada minimum 5 mm ve mandibular kemik için minimum 6 mm uzunluğa gereksinim olduğu bildirilmiştir. Ayrıca 1.4 mm'den daha dar çaplı olan mini vidalar için daha yüksek bir başarısızlık oranı gözlenmiştir (176). Başka bir çalışmada mandibulaya yerleştirilen 8 mm uzunlukta ortodontik mini vidaların, analiz edilen grupta 6 mm'lik olanlardan önemli ölçüde daha stabil olduğu sonucuna ulaşılmıştır (177). Mandibulada bukkal shelf bölgesinin ortodontik ankraj açısından değerlendirildiği bir çalışmada bukkal shelf kemik kalınlık değerleri, ikinci moların mezial bölgesinde daha fazla ve distal bölgede daha az bulunmuştur (178). Benzer amaçla Nucera (179) ve Elshebiny'nin (180) yaptığı iki ayrı çalışmada ise mandibulada kemik kalınlığı açısından daha posterior bölgelerde daha büyük değerler bulunmuştur. Chang ve arkadaşları (181), bukkal shelf eğiminin anteriordan posteriora doğru düzleştiğini ve böylece bu bölgeye mini vida yerleştirilmesinin kolaylaştığını bulmuşlardır. Birinci ve ikinci molar dişler arasındaki bölgede, diğer bölgelere oranla daha düz olan bu alanın mini vida yerleştirme için ideal olduğunu belirtmişlerdir (181). Bizim çalışmamızda interradyiküler ve ekstra alveoler olarak iki mini vida tasarlanmıştır. Interradyiküler mini vida boyutu 1.6x10 mm olarak seçilmiştir. Ekstra alveoler mini vida bukkal shelf bölgesinde birinci ve ikinci büyük azı dişleri arasına yerleştirilmiş ve 2x12 mm boyutlarında tasarlanmıştır. Mini vidaların dikey olarak, keratinize diş etinde (182) ve dişlerin direnç merkezine yakın olarak konumlanması gerektiği için mini vidalar braket slotundan 8 mm uzağa yerleştirilmiştir (139,140,183). Vestibul sulkus derinliği interradyiküler mini vidanın daha apikale yerleştirilmesini sınırlar. Ekstradyiküler bukkal shelf mini vidasının ise baş kısmının yerleştirilirken her seferinde okluzal düzleme yakın ark telinden 6-8 mm mesafede

kaldığı bilinmektedir. Bukkal shelf'e yerleştirilen mini vidayı zorunlu olarak bu seviyeye yerleştirdiğimizden interradiküler mini vidanın daha apikale yerleştirilmesi sonucu okluzal kant oluşabilir. Çalışmamızın temel amacı, hangi ortodontik mekaniğin kant oluşumuna sebebiyet vermeden dental orta hat düzeltebildiğini tespit etmek olduğu için mini vidalar braket slotundan eşit uzaklığa (8 mm mesafeye) yerleştirilmiştir.

Uygulanan kuvvetler braket yuvası-ark teli arasındaki sürtünmeyi aştığında diş hareketi meydana gelir. Braket slotu ve ark teli arasındaki yüksek düzeyde sürtünme kuvveti, diş hareketinin azalmasına veya hiç olmamasına neden olur (184). Sürtünme; braketin slot boyutu, ark telinin kalınlığı ve yapıldığı alaşım, ligasyon tipi ve braket ile tel arasındaki açılma gibi birçok faktöre bağlıdır (185). Kaydırma mekaniklerinde sürtünmeyi azaltmak için genellikle 0.022 inç slotlu braketler için 0.019x0.025 inç paslanmaz çelik tel ve 0.018 inç slotlu braketler için ise 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik tel kullanımı önerilir (186,187). Braket slotlarının 0.018 inç ve 0.022 inç olmak üzere iki çeşit boyutu vardır ve kendi içinde biyomekanik avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Keser dişlerinin tork kontrolü için tedavinin başlangıcında 0.018 inç slotlu braketler kullanılabilir (188). Ayrıca seviyelemek için kullanılan ark telleri daha az sayıda olduğu için tedavi süresi daha kısa sürdüğü bilinmektedir. Öte yandan, 0.022 inçlik braket slotu, ilk randevuda ark telinin yerleştirilmesini kolaylaştırır, daha fazla tel boyut seçeneği sunar ve ilk hizalama aşamasında tellere daha fazla hareket özgürlüğü sağlayarak daha hafif kuvvetler elde edilmesini sağlar (189,190). Tedavinin ilerleyen aşamalarında 0.022 inçlik braket slotunda kullanılan daha büyük çaplı ark telleri daha serttir ve boşluk kapatma ve retraksiyon mekaniği sırasında dişlerin dikey boyutta kontrollü hareketini sağlar (187). Bizim çalışmamızda braket slotu olarak 0.022 inç tercih edilmiş ve sürtünmeyi azaltıp diş hareketini kolaylaştırmak amacıyla tam kalınlıkta ark teli seçilmeyerek, 0.019x0.025 inç boyutlarında bir paslanmaz çelik ark teli tasarlanmıştır.

Çalışmamızda tasarlanan modellerdeki yapılar izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Gerçekte herhangi bir materyal tam olarak homojen ve izotrop özelliklerde olamaz (191,192). Materyaller belirli bir sınıra kadar elastik, daha sonra ise plastik deformasyon gösterir. Bu yüzden çalışmamızda ortaya çıkan sonuçların, gerçeklerden biraz farklılık gösterdiği unutulmamalıdır.

Peridontal ligamentin (PDL) mekanik özellikleri ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda (193–196) non-linear viskoelastik ve anizotropik özellikte olduğu rapor edilmiştir. Bazı çalışmalarda ise PDL özellikleri lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir (154,197,198). Bizim çalışmamızda da PDL izotropik, homojen ve lineer elastik olacak şekilde tasarlanmıştır.

Canlı dokuların, üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda sergileyeceği davranışların bilinmesi; maliyetli, zor ve risklidir. Bu nedenlerle canlı dokuların modelleri sanal ortamda oluşturularak, bu modeller üzerindeki kuvvetlerin yoğunlaştığı alanlar tespit edilmek istenmiştir (84). Bu amaçla kullanılan çeşitli kuvvet analiz yöntemleri mevcuttur. Bunlar; fotoelastik stres analiz yöntemi, gerilim ölçer stres analiz yöntemi, kırılma vernik kaplama yöntemi ile stres analizi, holografik interferometri (lazer ışını) ile kuvvet analizi, termografik kuvvet analiz yöntemi, radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemleridir (92,93,97). Gerilim ölçerler diş hareketlerinin ölçümünde güvenilir fakat in vivo analizlerde, doku içine yerleştirilmeleri gerekmektedir (199). İn vitro analizlerin ise, oluşturulan dokuların fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini birebir yansıtamaması gibi dezavantajları vardır (199,200). Fotoelastik gerilme analizinde, stres değerlerinin bakılacağı materyalin fotoelastik bir malzemeden modeli oluşturulur. Oluşturulan bu modelin karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntılı modellenememesi, gerçeğe yakın sonuçlara ulaşamamasına sebep olur (200). Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip materyallerin bilgisayarda ayrıntılı şekilde tasarlanan modellerini kullanarak yer değiştirme ve gerilmelerin hassas incelenmesini sağlayan bir analiz yöntemi olduğu için çalışmamızda tercih edilmiştir.

5.3.Bulguların Değerlendirilmesi

Birinci senaryo bulgularına göre, sağ alt ikinci küçük azı dişinin kronunda görülen distale devrilme hareketinin nedenini mini vidadan dişe kanca aracılığıyla verilen kuvvetin dişlerin direnç merkezinin üzerinden geçmesine bağlanabilir. Kuvvetin etkisiyle küçük azı dişinin distalinde kalan ark telinde aşağı doğru bir bükülme gözlenmiştir. Teldeki bu anlık deformasyonun, birinci büyük azı dişinde mezial devrilmeye ve meziobukkal tüberkülünde intrüzyona neden olduğu düşünülebilir. Sonlu elemanlar analiz yönteminde materyaller bir yükle yüklendiğinde, anlık deformasyonlar

meydana gelir. Fakat kuvvete maruz kalan ark telinde anlık oluşan bu deformasyonun klinikte gözlenmesi beklenmez. Sol alt kadranda mini vidadan kuvvet uygulanan kanin dişinin, kronu meziale, kökü distale hareket etmiş ve diş intrüze olmuştur. Bu devrilme hareketinin sebebi, mini vidadan kancaya doğru uygulanan kuvvetin direnç merkezinin altından geçmesi olabilir. Günlük hayatta, dişler her daim okluzyonda bulunmaz, serbest konuşma aralığı (freeway space) vardır. Dolayısıyla alt çenede bulunan dişlere uygulanan kuvvetin interdiyitasyonun etkisiyle üst çeneye etkisi çok azdır. Senaryolar kurgulanırken modellere sınır koşulları oluşturulmuş ve alt ve üst çeneler sabit kabul edilmiştir. Ayrıca modellerde dişler, interdiyitasyonu maksimum seviyede ve sınıf 1 okluzyonda tasarlanmıştır. Bu sebeplerle üst çenede oluşan diş hareketlerinin gerçek hayatta görülme olasılığının düşük olduğu akılda tutulmalıdır.

Jung ve ark.; tarafından yapılan bir çalışmada alt dental orta hattı sola doğru kaymış bir hasta mini vidalar ile tedavi edilmiştir. Mini vidaları alt sağ kadranda birinci ve ikinci molarlar arasına ve sol kadranda kanin ile birinci premolarlar arasına yerleştirmiştir. Tedavi sonunda sefalometrik karşıtırmalarda alt keserlerde sağa doğru hareket sağlanmış ve linguale devrildikleri görülmüştür. Ayrıca sol birinci molar diş mezialize olurken meziobukkal tüberkülü sarkacak şekilde kronu meziale devrilmiştir (162). Bizim çalışmamızda da tasarlanan birinci senaryoda mini vida aracılığıyla kuvvet uygulanan dişlerde meziodistal yönde devrilme ve alt keser dişler hareket ederken linguale devrilme gözlenmiştir.

Hemmatpour ve ark.; palatine yerleştirilen iki adet mini vidadan destek alarak tasarladığı bir jig aracılığıyla tek taraflı molar mezializasyonu ve orta hat düzeltimi sağlamıştır. Tedavi sonunda sefalometrik ve panoramik filmler alınarak dişlerde devrilme olmaksızın paralel hareket olduğu rapor edilmiştir (201).

Nihara ve ark.; interradiküler mini vida ile büyük azı dişlerine farklı yüksekliklerde (2-10 mm) kuvvet kolları aracılığıyla kuvvet uygulamış, en ideal molar protraksiyon sistemini sonlu elemanlar yöntemi ile araştırmıştır. Kuvvet kolu yüksekliği arttıkça, meziale devrilme ve diş rotasyonlarının azaldığı görülmüştür. En ideal kuvvet kolu yüksekliğinin ise 10 mm olduğu bulunmuştur (202). Tominaga ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, kanin dişin mezial ve distaline farklı uzunluklarda yerleştirilen kuvvet kollarının anterior en masse retraksiyonda etkisini sonlu elemanlar kullanarak

incelenmiştir. Kuvvet kolu, kanin dişin mezialine 0 mm seviyesinde (braket slot seviyesi) yerleştirildiğinde kesici dişlerde kontrolsüz lingual kron devrilmesi ve ark teli ön segmentinde aşağı doğru deformasyon görülmüştür. Kuvvet kolu 5.5 mm olduğunda paralel hareket sağlanmış ve ark teli daha az deforme olmuştur. Yükseklik 5.5 mm'den fazla olduğunda, ark telinin ön segmenti yukarı kalkmış ve keser kökleri linguale devrilmiştir. Kanin dişin distaline 11.2 mm'den daha az yükseklikte kuvvet kolları yerleştirildiğinde ise keser kronlarında linguale devrilme gözlenmiştir (203). Bu çalışmalarda görüldüğü üzere kuvvetin uygulama seviyesi diş hareket tipini etkilediği için istenmeyen diş devrilmeleri, alt çeneye yerleştirilmek üzere tasarlanan kanca uzunluğu (8 mm) ve mini vidaların braket slotu seviyesinden uzaklığı ile ilgili olduğu düşünülebilir.

İkinci senaryo bulgularını incelediğimizde, sağ kadranda alt birinci büyük azı ve kanin dişlerin sınıf 2 intermaksiller elastığın etkilerine (204) , sol kadranda üst birinci büyük azı ve kanin dişlerin ise sınıf 3 intermaksiller elastığın etkilerine (205) uygun olarak yer değiştirdiğini gözlemlendi. Elastiklerin etkisiyle sağ alt ve sol üst posterior dişlerde ekstrüzyon, bu hareketlere eşlik eden lingual kron hareketi meydana gelmiştir. Anterior elastiklerin kuvvetlerinin vertikal bileşeninin nedeniyle keser dişlerde uzama meydana gelmiştir.

Üçüncü senaryo sonuçlarına göre, sağ ve sol alt birinci büyük azı ve üst kanin dişleri; çift taraflı uygulanan sınıf 2 intermaksiller elastığın etkisine uygun olarak yer değiştirmiştir. Ön bölgede üst santral ile lateral dişler arasından sağ alt kanin ve ikinci küçük azı dişine uzanan elastik etkisiyle keser dişlerde belirgin bir palatinal devrilme meydana gelmiştir. Bu etki, sınıf 2 elastik ile oluşan kanin distalizasyonu sırasında direnç merkezinin labialinden uygulanan distal yönlü kuvvetin ark teli aracılığıyla keserlere iletilmesi olabilir. Keserlerin devrilme hareketi ekstrüzyon hareketiyle birlikte görülmekte ve devrilme hareketi ne kadar fazla olursa ekstrüzyon da o kadar çok olmaktadır. Ayrıca keserlerde oluşan ekstrüzyon, kanin dişlerinde devrilme sonucu ark telinde meydana gelen deformasyonla ilişkili olduğu düşünülebilir. Anterior lastiğin uzandığı sağ alt kanin dişin kronunda linguale ve meziale devrilme gözlenmiştir. Bu hareketleri, elastığın oluşturduğu dikey kuvvetin dişlerin direnç merkezinin önünde kalmasına bağlayabiliriz. Sınıf 2 elastığın kullanımı sırasında alt birinci molar mezialize

olmaya çalışırken dişin mezialinde kalan ark telinde anlık olarak deformasyon meydana gelmiştir. Alt sağ ikinci premolar dişin kronunda meydana gelen meziale devrilme hareketi bu deformasyonla ilişkili olabilir.

Sagittal yönde ikinci senaryo için sağ kadranda sınıf 2 ve sol kadranda sınıf 3 intermaksiller elastiklerin etkisiyle; üst sağ ve alt sol posterior dişlerde ve distalizasyon, üst sol ve alt sağ posterior dişlerde mezializasyon görülmüştür. Üçüncü senaryoda ise her iki çene kadrana uygulanan sınıf 2 elastiklerin etkisiyle; üst çenede sağ ve sol posterior dişlerde distalizasyon, alt çene sağ ve sol posterior dişlerde ise mezializasyon gözlenmiştir. Senaryolar y ekseninde karşılaştırıldığında üç senaryoda da alt keserler sola doğru hareket etmiştir. En fazla alt keser hareketi birinci senaryoda (31 nolu dişlerin insizal kenar orta noktası referans alındığında senaryolardaki değerler sırasıyla 3000.08E-08 mm, 900.78E-08 mm, 700.50E-08 mm) görülmüştür. İkinci ve üçüncü senaryoda lastik uygulanan üst keser dişler sağa doğru yer değiştirmiştir. Sayısal veriler incelendiğinde en fazla üst keser hareketi üçüncü senaryoda (11 nolu dişlerin insizal kenar orta noktası referans alındığında sırasıyla değerler; -3000.84E-08 mm, -9000.63E-08 mm) olmuştur. Bu durum; üçüncü senaryoda verilen anterior elastığın yatay kuvvet etkisinin daha fazla olmasıyla alakalı olabilir. Sagittal yönde alt çenede total diş hareketi sağlamada ikinci senaryo, üçüncü senaryoya göre daha etkili bulunmuştur. Senaryolar arasındaki posterior dişlerde meydana gelen sagittal yöndeki hareket miktarı farklılıklarını destek ünitesi olarak; ilk modelde mini vidaların, ikinci ve üçüncü modellerde ise dişlerin kullanılmasıyla ilişkili olduğu düşünülebilir. Kaydırma mekaniklerinde sürtünmeyi azaltmak için genellikle 0.022 inç slotlu braketler kullanıldığında 0.019x0.025 inç ark telleri kullanıldığı için (186,187) çalışmamızda tercih edilen 0.22 inç slotlu braket için bu boyutta bir ark teli tasarlanmıştır. Dişlerin yer değiştirmesi, tüm dentisyonun hareketi, ark telinin elastik deformasyonu ve ark teli ile braket slotu arasındaki boyut farkına bağlı ark telinin slot içindeki hareketine yanıt olarak oluşur (140). Buna bağlı olarak dişlerde meydana gelen devrilmelerin bir nedeni de ark teli boyutu seçiminden kaynaklı olabilir.

Oklüzal kant, iskelet ve/veya dentoalveoler gelişim paterni ile ilgilidir ve mandibulanın asimetric gelişimi, tek taraflı ekstrüze azı dişleri veya asimetric dentoalveolar gelişim nedeniyle oluşabilir (128). Ayrıca oklüzal kant, ortodontik tedavi

mekaniklerinin uygulanması sonucu istenmeyen bir etki olarak karşımıza çıkabilir. İkinci senaryoda elastikler aracılığıyla uygulanan kuvvetlerin sağ ve sol arklar üzerinde vertikal doğrultuda birbirlerine zıt etkileri vardır. Üçüncü senaryodaki elastikler aracılığıyla dişlere uygulanan kuvvetler, yatay ve dikey vektörleri ile daha dengeleyicidir. Vertikal ekseninde yer değiştirme değerleri incelendiğinde birinci senaryoda sağ alt molar dişler (birinci molar dişin meziobukkal kasp tepesi referans alındığında yer değiştirme değeri; $-4000.14E-08$ mm) intruze olmuş, sol alt molar dişler ($900.20E-08$ mm) ekstruze olmuştur. İkinci senaryoda sağ üst ($800.52E-08$ mm) ve sol alt molar dişlerde ($-200.81E-08$ mm) intruzyon, sağ alt ($1000.67E-08$ mm) ve sol üst molar ($-5000.11E-08$ mm) dişlerde ise ekstruzyon meydana gelmiştir. Üçüncü senaryoda üst molar dişlerde ($10000.22E-08$ mm) intruzyon, alt molar dişlerde ($700.08E-08$ mm) ise ekstruzyon meydana gelmiştir. Birinci senaryoda alt sağ ($-600.71E-08$ mm) ve alt sol kanin dişler ($-2000.27E-08$ mm) intruze olmuştur. İkinci senaryoda alt sağ kanin ($-500.09E-08$ mm) intruze ve alt sol kanin ($4000.07E-08$ mm) ekstruze olmuştur. Üçüncü senaryoda alt sağ kanin diş ($3000.09E-08$ mm) intruze ve alt sol kanin diş ($-700.16E-08$ mm) ekstruze olmuştur. Hem ikinci hem de üçüncü senaryoda alt kanin dişler zıt yönde hareket etmiş fakat sayısal değerlere bakıldığında bu zıt hareket ikinci senaryoda daha belirgindir. Sagittal değerler incelendiğinde ikinci senaryoda posterior dişler hareket ederken daha çok devrilmiştir. Üst keser dişlerin sagittal yönde kron ve kök yer değiştirme değerleri, ikinci senaryoda (21 nolu dişin insizal kenar orta noktası için yer değiştirme değeri; $-2000.26E-08$ mm, 21 nolu dişin kök apeksinde oluşan yer değiştirme değeri; $-400.75E-08$ mm) üçüncü senaryoya (21 nolu dişin insizal kenar orta noktası için yer değiştirme değeri; $-10000.79E-08$ mm, 21 nolu dişin kök apeksinde oluşan yer değiştirme değeri; $-10000.55E-08$ mm) oranla daha fazla devrilerek hareket ettiklerini gösterir. Sonuç olarak ikinci senaryoda oklüzal düzlemde belirgin bir kant oluşumu varken, diğer senaryolarda ise fark edilebilecek bir düzeyde oluşmamıştır. Fakat bu verilerin 10^{-8} ile çarpılmış değerler olduğu ve klinik anlamda dental etkiler hakkında net sonucu söylemeyi zorlaştırdığı akılda tutulmalıdır.

Burstone; dental asimetriyi düzeltmek amacıyla anterior bölgede sağ üst-sol alt doğrultuda çapraz elastik verdiğinde, dental arkın sağında aşağı yönlü bir kant oluştuğunu bildirmiştir (40).

Farret ve ark. tarafından sunulan bir vaka raporunda, dental orta hat sapması ve sınıf 2 subdivizyon malokluzyonuna sahip bir hastanın tedavisine tek taraflı sınıf 2 intermaksiller elastik kullanılarak başlanmıştır. Hastanın bu elastigi uzun süre kullanımı sonucu yan etki olarak oklüzal düzleminde cephe fotoğraflarında da fark edilebilir düzeyde kant oluştuğu bildirilmiştir (206).

Mittal ve ark. tarafından; alt dental orta hattı sola kaymış bir hastayı tedavi etmek için molar dişin aksesuar tüplerine yerleştirmek üzere, alt sağ kadranda kantilever ve alt sol kadranda loop bükümleri tasarlanmıştır (207). Tedavi sonunda orta hat düzeltmede başarı sağlanmasına karşın uygulanan mekanik sonucu oluşabilecek oklüzal kant ve destek alınan molar dişlerde olası ankraj kaybı incelenmemiştir.

Wilmes ve ark tarafından; dental orta hattında şiddetli sapma olan bir hasta Bennes Slider apareyi kullanılarak tedavi edilmiştir. Apareyin yalnızca molar distalizasyonu istenen tarafına nikel titanyum coil spring yerleştirilmiş ve kuvvet uygulanmıştır. Tedavi sonunda molarların paralel olarak distale hareketi sağlanmış, ayrıca molar dişe komşu premolar dişlerde devrilme meydana gelmiştir (163). Fakat yapılan bu çalışmada kullanılan apareyin etkisiyle uzayın üç yönünde dişlerde meydana gelen yer değiştirme ve oklüzal düzlemde oluşabilecek kant değerlendirilmemiştir.

Sonuç olarak orta hat düzeltmek amacıyla yapılan klinik çalışmalar kısıtlıdır. Bu amaca yönelik ideal mekaniği bulmak adına daha fazla araştırma gereklidir.

Çalışmanın limitasyonları:

-İnsan, kas ve dokularına ait materyal özellikleri tümüyle bilinemediği için modellenememesidir. Kemik, diş, mini vida gibi yapılar modellenebilse de kas ve yumuşak dokular modellenemez.

- SEA, kuvvet uygulandığında periodontal ligamentin anlık olarak elastik deformasyonu ile meydana gelen ilk diş hareketini simule eder. Uzun vadede meydana gelen ortodontik diş hareketi başlangıçla aynı olmayabilir.

-Yer değiştirme sonuçlarına ait sayısal değerler 10^{-8} ile çarpılmış olduğu için elde edilen veriler klinik anlamda net kanılara varmayı zorlaştırır.

-Sonlu elemanlar analizi bir simülasyondur ve veriler anlıktır. Niteliksel değil, niceliksel sonuçları olan çalışmalardır. Ayrıca insana ait yapılarının tümüyle aynı olmadığı dolayısıyla bireysel değişikliklerinin hesaba katılamadığı da unutulmamalıdır.

6.SONUÇ

1. Elastiklerin etkisiyle üst keser dişlerde görülen palatinal kron hareketi en fazla üçüncü senaryoda meydana gelmiştir.

2. Vertikal yöndeki değerlendirmeler sonucunda birinci senaryoda beklenildiği gibi herhangi bir kant oluşumu görülmezken, ikinci senaryoda belirgin miktarda kant oluşumu görülmüştür. Üçüncü senaryonun sayısal değerleri incelendiğinde daha az miktarda bir kant oluşumu mevcuttur.

3.Verilere göre sagittal yönde görülen alt çenede total diş hareketi ikinci senaryoda, üçüncü senaryoya göre daha fazladır.

4.Mini vidalarla yapılan orta hat düzeltmesi, kant oluşumuna sebebiyet vermeksizin, etkili bir yöntemdir.

5.Mandibular dişlerin total mezializasyonunu sağlamak, mezialize edilen segmentin ekstruzyon ve rotasyonu gibi istenmeyen yan etkilere sebebiyet verdiği için karmaşıktır. Bu sebeple oklüzal düzlem değişikliği ve devrilme gibi yan etkileri minimuma indirerek ideal diş hareketlerini elde etmek adına en iyi biyomekaniği seçmek önemlidir.

7.KAYNAKLAR

1. KOKICH V. Esthetics and Anterior Tooth Position: An Orthodontic Perspective Part III: Mediolateral Relationships. *J Esthet Restor Dent*. 1993 Sep;5(5):200–7.
2. Janson G, Branco NC, Fernandes TMF, Sathler R, Garib D, Lauris JRP. Influence of orthodontic treatment, midline position, buccal corridor and smile arc on smile attractiveness. *Angle Orthod*. 2011 Jan;81(1):153–61.
3. Anison J, Rajasekar L, Ragavendra B. Understanding Asymmetry-A Review. *Biomed Pharmacol J*. 2015 Oct 25;8(october Spl Edition):659–68.
4. Beyer JW, Lindauer SJ. Evaluation of dental midline position. *Semin Orthod* [Internet]. 1998 [cited 2022 Sep 9];4(3):146–52. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9807151/>
5. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Ciusa V, Dellavia C. Growth and aging of facial soft tissues: A computerized three-dimensional mesh diagram analysis. *Clin Anat*. 2003;16(5):420–33.
6. Nanda R, Margolis MJ. Treatment strategies for midline discrepancies. *Semin Orthod*. 1996 Jun;2(2):84–9.
7. Jerrold L, Jeffrey Lowenstein L, York N. American Journal of ORTHODONTICS and DENTOFACIAL ORTHOPEDICS The midline: Diagnosis and treatment. 1990.
8. Kannan A, Sathyanarayana H, Padmanabhan S. Effect of functional appliances on the airway dimensions in patients with skeletal class II malocclusion: A systematic review. *J Orthod Sci*. 2017;6(2):54.
9. Singh V, Pokharel P, Pariekh K, Roy D, Singla A, Biswas K. Elastics in orthodontics: a review. *Heal Renaiss*. 1970;10(1):49–56.
10. Reddy P, Kharbanda OP, Duggal R, Parkash H. Skeletal and dental changes with nonextraction Begg mechanotherapy in patients with Class II Division 1 malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2000 [cited 2022 Oct 23];118(6):641–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11113799/>
11. Jones G, Buschang PH, Ki ;, Kim B, Oliver DR. Class II Non-Extraction Patients Treated with the Forsus Fatigue Resistant Device Versus Intermaxillary Elastics. *Angle Orthod* [Internet]. 2008;78(2):332. Available from: <http://meridian.allenpress.com/doi/pdf/10.2319/030607-115.1>
12. Sperry TP, Speidel TM, Isaacson RJ, Worms FW. The role of dental compensations in the orthodontic treatment of mandibular prognathism. *Angle Orthod*. 1977 Oct;47(4):293–9.
13. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung H-M, Yamamoto TT. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007 Apr;131(4):S68–73.

14. Feng X, Yang Z, Dai J, Li R. Miniscrew anchorage for the correction of midline discrepancies. *J Clin Orthod*. 2014 Mar;48(3):169–79.
15. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2001 [cited 2022 Sep 26];85(6):585–98. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11404759/>
16. Camci H, Doruk C, Talay B. Treatment of Midline Deviation with Miniscrews: A Case Report. *Turkish J Orthod*. 2017 Jun 30;30(2):56–60.
17. Chang C. **【Chris Chang Ortho】** 451. Clinical tip: Midline Correction with Intermaxillary Elastics [Internet]. 2018 [cited 2022 Mar 14]. Available from: <https://www.youtube.com/watch?v=3R8uIL7ZA0A>
18. Graber L, Vanarsdall R, Vig K, Huang G. *Orthodontics-Inkling Enhanced E-Book: Current Principles and Techniques*. 2016 [cited 2022 Oct 4]; Available from: <https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=N0SwDAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Graber+T,+Vanarsdall+R,+Vig+K,+Huang+G.+Orthodontics:+current+principles+and+techniques.+St+Louis&ots=uWRd4o91T9&sig=SFwvCuuda6haM3rb4fb0y4J8CU4>
19. Proffit W., Fields H, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics - 6th Edition* [Internet]. 2013 [cited 2022 Mar 12]. p. 599–600. Available from: <https://www.elsevier.com/books/contemporary-orthodontics/proffit/978-0-323-54387-3>
20. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi. 1999. p. 6–7.
21. M. Ülgen. *Ortodonti Tedavi Prensipleri*. 2005.
22. Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod* [Internet]. 1969 [cited 2022 Oct 4];55(4):353–69. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5251429/>
23. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*. 1984;85(4):294–307.
24. Nanda RS, Tosun Y. *Biomechanics in orthodontics: principles and practice*. 2010;160.
25. Fischer B. Asymmetries of the Dentofacial Complex | Semantic Scholar [Internet]. 1954. [cited 2022 Sep 1]. Available from: <https://www.semanticscholar.org/paper/Asymmetries-of-the-Dentofacial-Complex-Fischer/2a043eef0b63e75b510815e4c4af72a901c8b2d1>
26. Woo TL. On the Asymmetry of the Human Skull. *Biometrika*. 1931 May;22(3/4):324.
27. Vig P, Hewitt AB. Is craniofacial asymmetry and adaptation for masticatory function an evolutionary process? *Nature* [Internet]. 1974 [cited 2022 Sep 1];248(5444):165. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4818921/>
28. Asymmetry of the human facial skeleton - PubMed [Internet]. [cited 2022 Sep 1].

Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1054939/>

29. James PL, Treggiden R. Multiple neurofibromatosis associated with facial asymmetry. *J Oral Surg* [Internet]. 1975 [cited 2022 Sep 5];33(6):439–42. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/805219/>
30. Pirttiniemi PM. Associations of mandibular and facial asymmetries--a review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 1994 [cited 2022 Sep 5];106(2):191–200. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8059759/>
31. Lundström A. Some asymmetries of the dental arches, jaws, and skull, and their etiological significance. *Am J Orthod*. 1961 Feb 1;47(2):81–106.
32. Bishara SE, Burkey PS, Kharouf JG. Dental and facial asymmetries: a review. *Angle Orthod* [Internet]. 1994 Jan 1 [cited 2022 Sep 9];64(2):89–98. Available from: <https://europepmc.org/article/med/8010527>
33. Singh S, Shivamurthy DM, Agrawal G, Varghese D. Surgical management of masseteric hypertrophy and mandibular retrognathism. *Natl J Maxillofac Surg* [Internet]. 2011 [cited 2022 Sep 12];2(1):96. Available from: [/pmc/articles/PMC3304221/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23304221/)
34. Jonck LM. Condylar hyperplasia. A case for early treatment. *Int J Oral Surg* [Internet]. 1981 [cited 2022 Sep 12];10(3):154–60. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6797969/>
35. Schmid W, Mongini F, Felisio A. A computer-based assessment of structural and displacement asymmetries of the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 1991 [cited 2022 Sep 12];100(1):19–34. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2069142/>
36. Brunetto AR. Orthodontic retreatment of a Class III patient with significant midline asymmetry and bilateral posterior crossbite. *Dental Press J Orthod* [Internet]. 2015 [cited 2022 Sep 12];20(1):118–26. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25741833/>
37. Lee JK, Jung PK, Moon CH. Three-dimensional cone beam computed tomographic image reorientation using soft tissues as reference for facial asymmetry diagnosis. *Angle Orthod* [Internet]. 2014 Jan [cited 2022 Sep 12];84(1):38–47. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23758600/>
38. Arnett GW, Bergman RT. Facial keys to orthodontic diagnosis and treatment planning. Part I. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 1993 [cited 2022 Sep 13];103(4):299–312. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8480695/>
39. Letzer G, Kronman J. A posteroanterior cephalometric evaluation of craniofacial asymmetry. *Angle Orthod* [Internet]. 1967 [cited 2022 Sep 13]; Available from: <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-abstract/37/3/205/55898>
40. Burstone CJ. Diagnosis and treatment planning of patients with asymmetries. *Semin Orthod* [Internet]. 1998 [cited 2022 Sep 13];4(3):153–64. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9807152/>
41. Bock NC, Reiser B, Ruf S. Class II subdivision treatment with the Herbst

- appliance. Angle Orthod [Internet]. 2013 Mar [cited 2022 Sep 14];83(2):327–33. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23020684/>
42. Legan HL. Surgical correction of patients with asymmetries. Semin Orthod [Internet]. 1998 [cited 2022 Sep 19];4(3):189–98. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9807155/>
 43. Pair J. Movement of a maxillary central incisor across the midline. Angle Orthod [Internet]. 2011 [cited 2022 Sep 14];81(2):341–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21208089/>
 44. Rebellato J. Asymmetric extractions used in the treatment of patients with asymmetries. Semin Orthod [Internet]. 1998 [cited 2022 Sep 14];4(3):180–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9807154/>
 45. Alavi DG, BeGole EA, Schneider BJ. Facial and dental arch asymmetries in Class II subdivision malocclusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop [Internet]. 1988 [cited 2022 Sep 14];93(1):38–46. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3422120/>
 46. Asbell MB. A brief history of orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop [Internet]. 1990 [cited 2022 Sep 20];98(2):176–83. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2198802/>
 47. Vilella O de V. O desenvolvimento da Ortodontia no Brasil e no mundo. Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial [Internet]. 2007 Dec 1 [cited 2022 Sep 20];12(6):131–56. Available from: <https://www.scienceopen.com/document?vid=f4e84517-9bae-4161-9cab-6dfac6dd153f>
 48. Castroflorio T, Sedran A, Spadaro F, Rossini G, Cugliari G, Quinzi V, et al. Corrigendum: Analysis of Class II Intermaxillary Elastics Applied Forces: An in-vitro Study. Front Dent Med. 2022 Feb 15;3.
 49. Hwang CJ, Cha JY. Mechanical and biological comparison of latex and silicone rubber bands. Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet]. 2003 Oct 1 [cited 2022 Sep 21];124(4):379–86. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14560267/>
 50. Loriato L, AW Machado - R Clin Ortodon Dental, 2006 U. Considerações clínicas e biomecânicas de elásticos em ortodontia. researchgate.net [Internet]. 2006 [cited 2022 Sep 21]; Available from: https://www.researchgate.net/profile/Andre-Machado-11/publication/279192439_Consideracoes_clinicas_e_biomecanicas_de_elasticos_em_ortodontia/links/558d8b1d08ae1e1f9bab1cbf/Consideracoes-clinicas-e-biomecanicas-de-elasticos-em-ortodontia.pdf
 51. Pithon MM, Souza RF, de Freitas LMA, Souza RA de. Mechanical properties intermaxillary latex and latex-free elastics. J World Federation Orthod. 2013 Mar;2(1).
 52. Wong AK. Orthodontic elastic materials. Angle Orthod [Internet]. 1976 Apr 1 [cited 2022 Sep 22];46(2):196–205. Available from: <https://europepmc.org/article/med/1064346>

53. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of alastik chains of elastics involved with intra-arch molar-to-molar forces. *Am J Orthod*. 1971;60(2):200–1.
54. Aras A, Çınsar A, Bulut H. The effect of zigzag elastics in the treatment of Class II division 1 malocclusion subjects with hypo- and hyperdivergent growth patterns. A pilot study. *Eur J Orthod* [Internet]. 2001 [cited 2022 Sep 22];23(4):393–402. Available from: https://www.researchgate.net/publication/11801345_The_effect_of_zigzag_elastics_in_the_treatment_of_Class_II_division_1_malocclusion_subjects_with_hypo_and_hyperdivergent_growth_patterns_A_pilot_study
55. Kwapis BW, Knox JE. Extrusion of teeth by elastics: report of two cases. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 1972 [cited 2022 Sep 22];84(3):629–31. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4500374/>
56. Dermaut LR, Beerden L. The effects of class II elastic force on a dry skull measured by holographic interferometry. *Am J Orthod* [Internet]. 1981 [cited 2022 Sep 22];79(3):296–304. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6938137/>
57. Viazis AD. Atlas of orthodontics : principles and clinical applications. 1993;345.
58. Jerrold L, Lowenstein LJ. The midline: diagnosis and treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 1990 [cited 2022 Sep 16];97(6):453–62. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2353675/>
59. Gianelly AA, Paul IA. A procedure for midline correction. *Am J Orthod*. 1970 Sep 1;58(3):264–7.
60. Karaçay Ş, Yildirim E, Bengi O, Okçu KM. Treatment of midline shift by asymmetric premaxillary distraction: A case report. *Gulhane Med J* [Internet]. 2014 [cited 2022 Sep 16];56(2):119–22. Available from: https://www.researchgate.net/publication/272668100_Treatment_of_midline_shift_by_asymmetric_premaxillary_distraction_A_case_report
61. Costello BJ, Ruiz RL, Petrone J, Sohn J. Temporary Skeletal Anchorage Devices for Orthodontics. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* [Internet]. 2010;22(1):91–105. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.coms.2009.10.011>
62. Williams R, Hosila FJ. The effect of different extraction sites upon incisor retraction. *Am J Orthod* [Internet]. 1976 [cited 2022 Sep 20];69(4):388–410. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1062936/>
63. Creekmore T, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* [Internet]. 1983 [cited 2022 Sep 19]; Available from: <https://ci.nii.ac.jp/naid/10026063166/>
64. Herman R, Cope JB. Miniscrew implants: IMTEC Mini Ortho Implants. *Semin Orthod*. 2005 Mar 1;11(1):32–9.
65. Clemmer EJ, Hayes EW. Patient cooperation in wearing orthodontic headgear. *Am J Orthod* [Internet]. 1979 [cited 2022 Sep 20];75(5):517–24. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/286553/>
66. Basha AG, Shantaraj R, Moge Gowda SB. Comparative study between conventional en-masse retraction (sliding mechanics) and en-masse retraction

- using orthodontic micro implant. *Implant Dent* [Internet]. 2010 Apr [cited 2022 Sep 20];19(2):128–36. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20386216/>
67. Paik CH, Park HS, Ahn HW. Treatment of vertical maxillary excess without open bite in a skeletal Class II hyperdivergent patient. *Angle Orthod* [Internet]. 2017 Jul 1 [cited 2022 Sep 19];87(4):625–33. Available from: <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article/87/4/625/58778/Treatment-of-vertical-maxillary-excess-without>
 68. Roberts W, Nelson C, Goodacre C. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Diagn Res*. 1994;
 69. Choi BH, Zhu SJ, Kim YH. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2005 Sep [cited 2022 Sep 20];128(3):382–4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16168336/>
 70. Park H, Bae S, Kyung H, Sung J. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod*. 2001;
 71. Park H, Kwon O, Sung J. Microscrew implant anchorage sliding mechanics. *World J Orthod*. 2005;
 72. Park Y, Chu J, Clinical YC-J of, 2005 U. Extraction space closure with vacuum-formed splints and miniscrew anchorage. *pubmed.ncbi.nlm.nih.gov* [Internet]. [cited 2022 Sep 20]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15735357/>
 73. Roberts WE, Arbuckle GR, Analoui M. Rate of mesial translation of mandibular molars using implant-anchored mechanics. *Angle Orthod*. 1996;66(5):331–8.
 74. Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod* [Internet]. 2007 Oct 1 [cited 2022 Sep 19];29(5):437–42. Available from: <https://academic.oup.com/ejo/article/29/5/437/427020>
 75. 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* [Internet]. 2007 Dec 1 [cited 2022 Sep 19];18(6):768–75. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1600-0501.2007.01405.x>
 76. Chen YJ, Chang HH, Lin HY, Lai EHH, Hung HC, Yao CCJ. Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2008 Nov 1 [cited 2022 Sep 19];19(11):1188–96. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1600-0501.2008.01571.x>
 77. Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2003 [cited 2022 Sep 19];123(6):690–4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12806352/>
 78. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*

- [Internet]. 1999 [cited 2022 Sep 19];115(2):166–74. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9971928/>
79. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* [Internet]. 2003 [cited 2022 Sep 19];82(5):377–81. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12709505/>
 80. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* [Internet]. 1997 [cited 2022 Sep 19]; Available from: <https://ci.nii.ac.jp/naid/10029378772/>
 81. Yu J-H, Lin Y-S, Chang W-J, Chang Y-Z, Lin C-L. Mechanical Effects of Micro-thread Orthodontic Mini-screw Design on Artificial Cortical Bone. *J Med Biol Eng*. 2014;
 82. Kim JW, Ahn SJ, Chang Y Il. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2005 Aug [cited 2022 Sep 20];128(2):190–4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16102403/>
 83. Chung K, Kim S-H, Kook Y, Kang Y-G, Sinclair P. Dental midline correction using two component C-orthodontic mini-implant. *Prog Orthod*. 2009;
 84. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2014;9(9):175–80.
 85. Reddy J. An introduction to the finite element method. 2004 [cited 2022 Sep 26]; Available from: http://eportfolio.lib.ksu.edu.tw/~T097000001/repository/fetch/Introduction_to_the_Finite_Element_Method_Solution_Manual-Reddy2005.pdf
 86. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: an overview. *J Oral Hyg Heal* [Internet]. 2014 [cited 2022 Sep 26];2:5. Available from: <https://scholar.archive.org/work/yu6qojh4urhwbp57mawzghbeiq/access/wayback/http://esciencecentral.org/journals/basic-concepts-of-finite-element-analysis-and-its-applications-in-dentistry-an-overview-2332-0702.1000156.pdf>
 87. Chandrupatla TR, Belegundu AD. Introduction to finite elements in engineering. 2011;496.
 88. Kirkpatrick SW. Development and Validation of High Fidelity Vehicle Crash Simulation Models. *SAE 2000 World Congr*. 1999;
 89. Piccioni MAR V., Campos EA, Saad JRC, Andrade MF de, Galvão MR, Rached AA. Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO* [Internet]. 2013 [cited 2022 Sep 27];10(4):170–7. Available from: http://revodonto.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1984-56852013000400011&lng=pt&nrm=iso&tlng=en
 90. Sakaguchi R, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Inc.; 2012.
 91. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. 1987 [cited 2022 Sep 26];224. Available from: https://books.google.com/books/about/Biomechanics_in_Clinical_Dentistry.html

?hl=tr&id=NQdqAAAAMAAJ

92. Ulusoy, M., & Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Ankara Üniversitesi Dis Hekim Fakültesi Yayınları, (23). 2003;
93. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Diş Hekim Dergi. 2010;
94. Eto M, N Wakabayashi - International Journal of, 2002 U. Finite element analysis of deflections in major connectors for maxillary RPDs. search.ebscohost.com [Internet]. [cited 2022 Sep 26]; Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=08932174&asa=Y&AN=36876943&h=ku6HAhhAzg5lldg393%2BnTWk0uhWSLEDT28CCF%2FwJ5Yh2nwqIDEcaIwiRl7cf4A0QPZfjzP3kvfKldp2NwVFczQ%3D%3D&crl=c>
95. Eskitaşcioğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). J Endod [Internet]. 2002 [cited 2022 Sep 26];28(9):629–33. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12236304/>
96. Kohal R, Papavasiliou G, ... PK-IJ of, 2002 U. Three-Dimensional Computerized Stress Analysis of Commercially Pure Titanium and Yttrium--Partially Stabilized Zirconia Implants. Int J Prosthodont [Internet]. 2002 [cited 2022 Sep 26]; Available from: http://www.quintpub.com/userhome/ijp/ijp_15_2_Kohal13.pdf
97. Güler MS, ŞEN S, Ziya BY, GÜLER Ç. İnsan dişi kaplamalarında kullanılan farklı özelliklerdeki yapıştırıcı simanların gerilme dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg [Internet]. 2012 Jan 1 [cited 2022 Oct 17];2012(1):31–9. Available from: <https://dergipark.org.tr/tr/pub/ataunidfd/issue/2473/31628>
98. Baiamonte T, Abbate M, Pizzarello F-. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. J Oral Implant [Internet]. 1996 [cited 2022 Oct 17]; Available from: <https://europepmc.org/article/med/9151632>
99. Al-Rub RKA, Voyiadjis GZ. A finite strain plastic-damage model for high velocity impact using combined viscosity and gradient localization limiters: Part I--theoretical formulation. Int J Damage Mech [Internet]. 2006 Oct 1 [cited 2022 Sep 27];15(4):293–335. Available from: <https://go.gale.com/ps/i.do?p=AONE&sw=w&issn=10567895&v=2.1&it=r&id=GALE%7CA151966898&sid=googleScholar&linkaccess=fulltext>
100. Akhtar R, Daymond M, Almer J. Elastic strains in antler trabecular bone determined by synchrotron X-ray diffraction. Acta Biomater [Internet]. 2008 [cited 2022 Sep 27]; Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1742706108001268>
101. Singh J, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. J Int Soc Prev Community Dent. 2016;6(2):110.
102. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element

- analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2006 Mar 1 [cited 2023 Jan 5];33(3):209–15. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1365-2842.2005.01552.x>
103. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2001 [cited 2023 Jan 5];85(6):558–67. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11404756/>
 104. 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* [Internet]. 1997 [cited 2023 Jan 1];8(1):90–104. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9063627/>
 105. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, et al. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* [Internet]. 2005 Apr [cited 2023 Jan 1];283(2):259–74. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15747355/>
 106. van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* [Internet]. 2006 [cited 2023 Jan 1];9(4):257–70. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17132532/>
 107. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method - An effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent*. 2010;34(3):281–5.
 108. Huebner KH, Huebner KH. The finite element method for engineers. 2001 [cited 2022 Sep 26];720. Available from: <https://www.wiley.com/en-us/The+Finite+Element+Method+for+Engineers%2C+4th+Edition-p-9780471370789>
 109. Liu G, Quek S. The finite element method: a practical course. 2013 [cited 2022 Sep 26]; Available from: https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=ZYEKAQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR1&dq=The+Finite+Element+Method:+A+Practical+Course:+Second+Edition&ots=XqJg8EC7GV&sig=5EV1tEufMzH74B_LPFC57DOhwCo
 110. Khan J, Goyal M, Kumar M, Kushwah A, Kaur A, Sharma M. Comparative evaluation of displacement and stress distribution pattern during maxillary arch distalization with Infra Zygomatic Screw- A three dimensional finite element study. *Int Orthod* [Internet]. 2021;19(2):291–300. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2021.03.006>
 111. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2001 [cited 2022 Sep 27];85(6):585–98. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11404759/>
 112. Kuhlberg A, Nanda R. Principles of biomechanics. *Biomech Esthet Strateg Clin Orthod* [Internet]. 2005 [cited 2022 Oct 12];1–16. Available from: https://www.researchgate.net/publication/287944824_Principles_of_Biomechanics

113. Abreu E, Mow VC, Huiskes R: Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology. Biomed Eng OnLine 2005 41 [Internet]. 2005 Apr 20 [cited 2022 Oct 12];4(1):1–1. Available from: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-4-28>
114. O'Brien WJ (William J. Dental materials and their selection. 1997;421.
115. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet]. 2003 [cited 2022 Oct 3];123(4):441–50. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12695772/>
116. Marghitu DB. Mechanical engineer's handbook. 2001;864.
117. Kutz M. Mechanical Engineers' Handbook: Materials and Mechanical Design: Third Edition. Mech Eng Handb Mater Mech Des Third Ed [Internet]. 2006 Feb 16 [cited 2022 Oct 12];1:1–1341. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/0471777447>
118. Quintessence WO. Dental materials and their selection, 2002 [Internet]. Journal of Prostodontics. 2002 [cited 2022 Oct 12]. Available from: <http://ndl.ethernet.edu.et/bitstream/123456789/27346/1/87.pdf>
119. Knop L, Gandini LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. Dental Press J Orthod [Internet]. 2015 [cited 2022 Oct 4];20(2):119–25. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25992996/>
120. Rajgopal N. Finite Element Analysis in Orthodontics. In: Current Trends in Orthodontics [Internet]. IntechOpen; 2021 [cited 2022 Sep 28]. Available from: <https://www.intechopen.com/chapters/78949>
121. Bica C, Brezeanu L, Bica D, Suciuc M. Biomechanical Reactions due to Orthodontic Forces. A Finite Element Study. Procedia Technol. 2015 Jan 1;19:895–900.
122. Thompson EG. An introduction to the finite element method: theory, programming, and applications. 2004;343.
123. Logan DL. No Title. In: First course in the method 5th edition, Nelson Education Ltd. 2007. p. 1–27.
124. Bandela V, Kanaparthi S. Finite Element Analysis and Its Applications in Dentistry. Finite Elem Methods Their Appl [Internet]. 2020 Nov 11 [cited 2022 Sep 26]; Available from: <https://www.intechopen.com/chapters/74006>
125. Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends and Developments. 2012 [cited 2022 Sep 29]; Available from: https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=bE6eDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR11&dq=Ebrahimi+F.+Finite+element+analysis-new+trends+and+developments&ots=Lb4EUfgTeL&sig=16iR0g2wG_nVkjCJch7r844YzME
126. Moratal D. Finite element analysis. 2010 [cited 2022 Sep 29]; Available from: <https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=PuqODwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR9&dq=Moratal+D.+Finite+element+analysis&ots=F3gy5VDAGr&sig=B4cJK>

mkoyAcBdeBS7fWHkhZKwGg

127. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: Some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002 Jun;13(3):334–41.
128. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002 Jun;29(6):565–74.
129. Srirekha A, Research KB. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res* [Internet]. 2010 [cited 2022 Sep 29]; Available from: <https://ijdr.in/article.asp?issn=0970-9290;year=2010;volume=21;issue=3;spage=425;epage=432;aulast=Srirekha>
130. Desai H MS. Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. *J Oral Hyg Heal* [Internet]. 2014 [cited 2022 Sep 27];02(05). Available from: https://www.researchgate.net/publication/276535274_Basic_Concepts_of_Finite_Element_Analysis_and_its_Applications_in_Dentistry_An_Overview
131. Holmgren E, RJ Seckinger - Journal of Oral, 1998 U. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter. *meridian.allenpress.com* [Internet]. [cited 2022 Sep 29]; Available from: <https://meridian.allenpress.com/joi/article-abstract/24/2/80/1743>
132. Kawamura J, Park JH, Kojima Y, Tamaya N, Kook YA, Kyung HM, et al. Biomechanical analysis for total mesialization of the maxillary dentition: A finite element study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2021;159(6):790–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.02.021>
133. Rokutanda H, Koga Y, Yanagida H, Tominaga J ya, Fujimura Y, Yoshida N. Effect of power arm on anterior tooth movement in sliding mechanics analyzed using a three-dimensional digital model. *Orthod Waves.* 2015 Dec 1;74(4):93–8.
134. 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* [Internet]. 2017 Jan 25 [cited 2023 Jan 2];47(1):21–30. Available from: <https://e-kjo.org/journal/view.html?doi=10.4041/kjod.2017.47.1.21>
135. Song JW, Lim JK, Lee KJ, Sung SJ, Chun YS, Mo SS. Finite element analysis of maxillary incisor displacement during en-masse retraction according to orthodontic mini-implant position. *Korean J Orthod* [Internet]. 2016 Jul 1 [cited 2023 Jan 3];46(4):242–52. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27478801/>
136. Gurbanov V, Bas B, Öz AA. Evaluation of Stresses on Temporomandibular Joint in the Use of Class II and III Orthodontic Elastics: A Three-Dimensional Finite Element Study. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2020;78(5):705–16. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joms.2019.11.022>
137. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied

- angulations. *Eur J Orthod*. 2015;37(1):56–9.
138. Kawamura J, Tamaya N. A finite element analysis of the effects of archwire size on orthodontic tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Prog Orthod* [Internet]. 2019 Dec 1 [cited 2023 Jan 3];20(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30663006/>
 139. Chae JM, Park JH, Kojima Y, Tai K, Kook YA, Kyung HM. Biomechanical analysis for total distalization of the mandibular dentition: A finite element study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2019;155(3):388–97. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2018.05.014>
 140. Kawamura J, Park JH, Kojima Y, Kook YA, Kyung HM, Chae JM. Biomechanical analysis for total mesialization of the mandibular dentition: A finite element study. *Orthod Craniofac Res*. 2019;22(4):329–36.
 141. Park JH, Bayome M, Zahrowski JJ, Kook YA. Displacement and stress distribution by different bone-borne palatal expanders with facemask: A 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2017 Jan 1 [cited 2022 Oct 24];151(1):105–17. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28024761/>
 142. Wu J, Wang X, Jiang Y, Wu Z, Shen Q, Chen Y, et al. Effect of archwire plane and archwire size on anterior teeth movement in sliding mechanics in customized labial orthodontics: a 3D finite element study. *BMC Oral Health* [Internet]. 2022;22(1):1–10. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02066-9>
 143. Castroflorio T, Sedran A, Spadaro F, Rossini G, Cugliari G, Quinzi V, et al. Analysis of Class II Intermaxillary Elastics Applied Forces: An in-vitro Study. *Front Dent Med*. 2022 Jan 18;2:96.
 144. Lombardi RE. The principles of visual perception and their clinical application to denture esthetics. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1973 [cited 2022 Oct 19];29(4):358–82. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4570911/>
 145. Rufenacht CR. *Fundamentals of esthetics*. 1990;373.
 146. Shyagali TR, Chandralekha B, Bhayya DP, Kumar S, Balasubramanyam G. Are ratings of dentofacial attractiveness influenced by dentofacial midline discrepancies? *Aust Orthod J*. 2008;24(2):91–5.
 147. McLeod C, Fields HW, Hechter F, Wiltshire W, Rody W, Christensen J. Esthetics and smile characteristics evaluated by laypersons: A comparison of Canadian and US data. *Angle Orthod* [Internet]. 2011 Mar 1 [cited 2022 Oct 19];81(2):198–205. Available from: <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article/81/2/198/180588/Esthetics-and-smile-characteristics-evaluated-by>
 148. Johnson CN. *Orthodontia*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;110(1):111.
 149. Steenbergen E, Nanda R. Biomechanics of orthodontic correction of dental asymmetries. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995 Jun;107(6):618–24.
 150. Nanda R, Margolis MJ. Treatment strategies for midline discrepancies. *Semin Orthod*. 1996 Jun;2(2):84–9.

151. Ma QL, Conley RS, Wu T, Li H. Asymmetric molar distalization with miniscrews to correct a severe unilateral Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2016;149(5):729–39. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.07.042>
152. O'Reilly MT, Rinchuse DJ, Close J. Class II elastics and extractions and temporomandibular disorders: a longitudinal prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 1993 [cited 2022 Nov 7];103(5):459–63. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8480715/>
153. Fujimura K, Kobayashi S, Suzuki T, Segami N. Histologic evaluation of temporomandibular arthritis induced by mild mechanical loading in rabbits. *J Oral Pathol Med* [Internet]. 2005 Mar [cited 2023 Jan 1];34(3):157–63. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15689229/>
154. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod*. 2005 Jan;39(1):9–24; quiz 29–30.
155. Komori R, Deguchi T, Tomizuka R, Takano-Yamamoto T. The use of miniscrew as orthodontic anchorage in correction of maxillary protrusion with occlusal cant, spaced arch, and midline deviation without surgery. *Orthod Art Pract Dentofac Enhanc*. 2013;14(1):e156–67.
156. Weisner SM. Treatment of a skeletal Class III malocclusion with mandibular asymmetry using a single miniscrew. *J Clin Orthod*. 2009;43(5):335–41.
157. Chung KR, Cho JH, Kim SH, Kook YA, Cozzani M. Unusual extraction treatment in Class II division 1 using C-orthodontic mini-implants. *Angle Orthod* [Internet]. 2007 [cited 2022 Sep 19];77(1):155–66. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17029536/>
158. Shimazaki K, Kanno Z, Ono T, Shimazaki K, Kanno Z, Ono T. Alternative approach using miniscrew-anchored sliding jig to correct maxillary midline deviation in a patient with unilateral missing premolar. *APOS Trends Orthod* [Internet]. 2019 Jun 29 [cited 2022 Oct 21];9(2):111–6. Available from: <https://apospublications.com/alternative-approach-using-miniscrew-anchored-sliding-jig-to-correct-maxillary-midline-deviation-in-a-patient-with-unilateral-missing-premolar/>
159. Chen J, Ji P, Wu X. Miniscrew-assisted management midline deviation caused by impacted canine and replacement of 2 mandibular first molars by protraction of second molars and impacted third molars in Class II malocclusion. *Dent Case Rep* [Internet]. 2018 Jan 22 [cited 2022 Oct 21];3(1). Available from: <https://www.pulsus.com/scholarly-articles/miniscrewassisted-management-midline-deviation-caused-by-impacted-canine-and-replacement-of-2-mandibular-first-molars-by-protractio-4521.html>
160. Ma QL, Conley RS, Wu T, Li H. Asymmetric molar distalization with miniscrews to correct a severe unilateral Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2016 May 1 [cited 2022 Oct 21];149(5):729–39. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27131255/>
161. Sha HN, Lim SY, Kwon SM, Cha JY. Camouflage treatment for skeletal Class III patient with facial asymmetry using customized bracket based on CAD/CAM

- virtual orthodontic system: A case report. *Angle Orthod.* 2020;90(4):607–18.
162. Jung MH. Treatment of facial asymmetry and severe midline deviation with orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2021;160(2):312–24. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.05.019>
 163. Wilmes B, Schwarze J, Vasudavan S, Drescher D. Combination of clear aligners and beneslider for correction of severe midline deviation. *J Clin Orthod.* 2021;55(11):675–83.
 164. Almeida MR. Biomechanics of extra-alveolar mini-implants. *Dental Press J Orthod* [Internet]. 2019 Jul 1 [cited 2022 Nov 1];24(4):93. Available from: [/pmc/articles/PMC6733231/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33231/)
 165. Jasoria G, Shamim W, Rathore S, Kalra A, Manchanda M, Jaggi N. Miniscrew implants as temporary anchorage devices in orthodontics: A comprehensive review. *J Contemp Dent Pract.* 2013;14(5):993–9.
 166. Cheng S, Tseng I, Of JL-IJ, 2004 U. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *search.ebscohost.com* [Internet]. [cited 2022 Nov 1]; Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=08822786&asa=Y&AN=36846259&h=cssYq4ar%2FfuPXN223l5QRhtZQsOwGpA87xwo2zPNMugje0i%2FU0f6QPC4yJzJtQ5j5po91SS46KWvA5ip9XmgIw%3D%3D&crl=c>
 167. Park H, Lee S, Orthodontist OK-TA, 2005 U. Group distal movement of teeth using micro screw implant anchorage. *Angle Orthod* [Internet]. 2005 [cited 2022 Nov 1];75:602. Available from: <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-abstract/75/4/602/58162>
 168. Almeida M de. Biomecânica de distalização dentoalveolar com mini-implantes extra-alveolares em paciente Classe I com biprotrusão. *Dent Press J Orthod* [Internet]. 2017 [cited 2022 Nov 1]; Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=16766849&AN=126784124&h=eGD7lqHBUaafzqYykSRTxE0J7fa9TP288GaAxcwMTc9n3atUYuymdNdaQ9kps050o%2BrbFDCYx3Gooatv7Q43Q%3D%3D&crl=c>
 169. Almeida M de. Biomecânica dos mini-implantes inseridos na região de crista infrazigomática para correção da má oclusão de Classe II subdivisão. *Rev Clínica Ortod Dent Press* [Internet]. 2016 [cited 2022 Nov 1]; Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=16766849&AN=121040786&h=GMhyroVbHs4WRq8vkjI9MAo8SXV0FvRna5p44tg3wLl9IbAzYBtPygGegk9ae%2Fbf9zBw0PfvC9LhR6O1ZRKIAg%3D%3D&crl=c>
 170. Almeida M de. Biomecânica do tratamento compensatório da má oclusão de Classe III utilizando ancoragem esquelética extra-alveolar. *Rev Clínica Ortod Dent Press* [Internet]. 2016 [cited 2022 Nov 1]; Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=16766849&AN=115850231&h=1chKQabLeR7IBjeuf5ri>

X8MJsWXs2CmtiICFThFn%2FJ4PljMGdNWxz3Qog%2FBOgczPtkHgv6JV1If
txlhVmSCOPw%3D%3D&crl=c

171. Hsieh Y-D, Su C-M, Yang Y-H, Fu E, Chen H-L, Kung S. Evaluation on the movement of endosseous titanium implants under continuous orthodontic forces: an experimental study in the dog. Wiley Online Libr [Internet]. 2008 [cited 2022 Nov 1];19(6):618–23. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1600-0501.2007.01513.x>
172. Almeida M de. Mini-implantes extra-alveolares no tratamento das assimetrias em Ortodontia. Rev Clínica Ortod Dent Press [Internet]. 2018 [cited 2022 Nov 1];17(3):79–92. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=16766849&AN=130396135&h=ZUB8zags%2Ff%2FGz zwVpbnjYpcwWO2DSMeaiOcyecmqkb4A1xGopySopz9BtJgXgiYxQQpwaElo FWp9dgI68DD0Qw%3D%3D&crl=c>
173. Chang C, Roberts WE. A Retrospective Study of the Extra-alveolar Screw Placement on Buccal Shelves. Int J Orthod Implant. 2013;(32):80–9.
174. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006 Jun 1;129(6):721.e7-721.e12.
175. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. “Safe zones”: A guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. Angle Orthod. 2006 Mar 2;76(2):191–7.
176. Suzuki M, Deguchi T, Watanabe H, Seiryu M, Iikubo M, Sasano T, et al. Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet]. 2013;144(2):251–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.03.021>
177. Sarul M, Minch L, Park HS, Antoszewska-Smith J. Effect of the length of orthodontic mini-screw implants on their long-term stability: A prospective study. Angle Orthod. 2015;85(1):33–8.
178. Basañez R, Candice A], Duplat B, Neves FS, Aleluia RB. Assessment of the mandibular buccal shelf for orthodontic anchorage: Influence of side, gender and skeletal patterns. Orthod Craniofac Res [Internet]. 2021 [cited 2022 Nov 1];24:83–91. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/ocr.12463>
179. Nucera R, Lo Giudice A, Bellocchio AM, Spinuzza P, Caprioglio A, Perillo L, et al. Bone and cortical bone thickness of mandibular buccal shelf for mini-screw insertion in adults. Angle Orthod [Internet]. 2017 Sep 1 [cited 2022 Nov 1];87(5):745–51. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28598220/>
180. Elshebiny T, Palomo JM, Baumgaertel S. Anatomic assessment of the mandibular buccal shelf for miniscrew insertion in white patients. Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet]. 2018;153(4):505–11. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2017.08.014>

181. Huang C, Chang C, Roberts W. 3D Cortical Bone Anatomy of the Mandibular Buccal Shelf: a CBCT study to define sites for extra-alveolar bone screws to treat Class III malocclusion. *Int J Orthod Implant* [Internet]. 2016;41:74–82. Available from: http://iaoi.pro/asset/files/ijoi_41_pdf_article/074_082.pdf
182. Tenenbaum H. A clinical study of the width of attached gingiva in the deciduous, transitional and permanent dentitions.pdf. 1986;(Hall 1981).
183. Kojima Y, Kawamura J, And HF. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2012 [cited 2022 Nov 4]; Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540612006348>
184. Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2008 [cited 2022 Nov 4];133(2):187.e15-187.e24. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18249279/>
185. Monteiro MRG, da Silva LE, Carlos NE, Vilella O de V. Frictional resistance of self-ligating versus conventional brackets in different bracketarchwire-angle combinations. *J Appl Oral Sci*. 2014;22(3):228–34.
186. Park C-S, Yu H-S, Cha J-Y, Mo S-S, Lee K-J. Effect of archwire stiffness and friction on maxillary posterior segment displacement during anterior segment retraction: A three-dimensional finite element analysis. *Korean J Orthod*. 2019 Nov;49(6):393–403.
187. Sung SJ, Jang GW, Chun YS, Moon YS. Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: A finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2010;137(5):648–57. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.06.036>
188. Epstein MB. Benefits and rationale of differential bracket slot sizes: the use of 0.018-inch and 0.022-inch slot sizes within a single bracket system. *Angle Orthod* [Internet]. 2002 [cited 2022 Nov 1]; Available from: <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-abstract/72/1/1/98275>
189. FRANTZ RC. Achieving excellence in orthodontics with a selfligating appliance system. In: *Orthodontics: Current Principles and Techniques* 4th ed St Louis, Mo: Mosby. p. 834–6.
190. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H. Systemized orthodontic treatment mechanics. 2001 [cited 2022 Nov 1]; Available from: <https://espace.library.uq.edu.au/view/UQ:207339e>
191. İlğün A, Korkmaz HH, Malkoç S, Başçiftçi FA. İNSAN MANDİBULASINDA SONLU ELEMANLAR METODU KULLANILARAK GERİLME ANALİZİ YAPILMASI. *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim Ve Teknol Derg* [Internet]. 2004 Mar 1 [cited 2023 Apr 5];19(1):29–38. Available from: <https://dergipark.org.tr/tr/pub/sujest/issue/23286/248521>
192. Bişirici G. Üst anterior dişlerin kütleli retraksiyonunun sonlu elemanlar yöntemi

- ile değerlendirilmesi. 2008 Aug 6 [cited 2023 Apr 5]; Available from: <https://acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/455770>
193. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2002 [cited 2023 Apr 5];122(2):174–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12165771/>
 194. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 1996 [cited 2023 Apr 5];109(2):155–62. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8638561/>
 195. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys* [Internet]. 2000 Jun [cited 2023 Apr 5];22(5):359–70. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11121769/>
 196. Hemanth M, Deoli S, Raghuveer HP, Rani MS, Hegde C, Vedavathi B, et al. Stress Induced in Periodontal Ligament under Orthodontic Loading (Part II): A Comparison of Linear Versus Non-Linear Fem Study. *J Int Oral Heal JIOH* [Internet]. 2015 Sep [cited 2023 Apr 5];7(9):114. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/264589704/>
 197. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2001 [cited 2023 Apr 5];120(3):272–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11552126/>
 198. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study. *Angle Orthod*. 1992;62(1):15–22.
 199. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 1987 [cited 2022 Oct 21];92(6):499–505. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3479896/>
 200. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 1991 [cited 2022 Oct 21];99(5):427–40. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2028932/>
 201. Hemmatpour S. An Innovative Miniscrew-Based Jig for Unilateral Total. 2021;11(2):9669–79.
 202. Nihara J, Gielo-Perczak K, Cardinal L, Saito I, Nanda R, Uribe F. Finite element analysis of mandibular molar protraction mechanics using miniscrews. *Eur J Orthod*. 2015;37(1):95–100.
 203. Tominaga J-Y, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics: A 3D finite element study. *meridian.allenpress.com* [Internet]. 2009 [cited 2022 Oct 3];79(6):1102. Available from:

<https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-abstract/79/6/1102/58688>

204. Bratu C, Fleiser C, Glavan F. THE EFFECT OF INTERMAXILLARY ELASTICS IN ORTHODONTIC THERAPY. 2004;
205. Zimmer B, Nischwitz D. Therapeutic changes in the occlusal plane inclination using intermaxillary elastics. J Orofac Orthop [Internet]. 2012 [cited 2023 Mar 28];73(5):377–86. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22955576/>
206. Farret MM. Occlusal plane canting: A treatment alternative using skeletal anchorage. Dental Press J Orthod [Internet]. 2019 Jan 1 [cited 2023 Apr 8];24(1):88–105. Available from: <http://www.scielo.br/j/dpjo/a/CRGVV7L3QWrZKPvSKGsG8VP/?lang=en>
207. Mittal T, Singh H, Kapoor P, Sharma P. Dental midline correction using a cantilever spring: A novel approach. Int J Orthod Rehabil [Internet]. 2020 [cited 2023 May 12];11(3):145. Available from: https://www.researchgate.net/publication/345371046_Dental_midline_correction_using_a_cantilever_spring_A_novel_approach

EKLER

EK-1 ETİK KURUL ONAYI

AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI

Toplantı Tarihi	01.04.2022	Toplantı Numarası	2022/4	Toplantı Saati	09:00	Etik Kurul Kodu 2011-KAEK-2
178- Dr. Öğr. Üyesi Hasan CAMCI' nın sorumluluğunda yürütülecek olan "Dental Orta Hat Düzeltme Mekaniklerinin Karşılaştırılması: Bir Sonlu Elemanlar Analiz Çalışması" konulu <u>Girişimsel Olmayan</u> Klinik Araştırmalar için başvuru dosyası incelendi. Araştırma protokolüne uyularak, Sağlık Bakanlığı'nın 13.04.2013 tarih 28617 sayılı Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmeliği ve yayımlanan kılavuzlarında belirtilen hususlar dikkate alınarak, sorumluluk araştırmacılara ait olmak üzere araştırmanın yapılmasında etik sakınca olmadığına toplantıya katılan üyelerin oy birliği ile karar verildi.						

EK-2 İNTİHAL YAZILIM PROGRAMI RAPORU

ORJİNALLIK RAPORU

%**6**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**5**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**1**

YAYINLAR

%**2**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

acikbilim.yok.gov.tr

İnternet Kaynağı

%**2**

2

acikerisim.dicle.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

%**2**

3

Submitted to Konya Necmettin Erbakan University

Öğrenci Ödevi

<%**1**

4

tod.org.tr

İnternet Kaynağı

<%**1**

5

acikerisim.akdeniz.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%**1**

6

Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK)

Öğrenci Ödevi

<%**1**

7

Submitted to Ege Üniversitesi

Öğrenci Ödevi

<%**1**

8

Submitted to Hacettepe University

Öğrenci Ödevi

<%**1**

9	Submitted to Ordu Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
10	adudspace.adu.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
11	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
12	www.utsakcongress.com İnternet Kaynağı	<% 1
13	openaccess.bezmialem.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
14	Parisa Assarzadegan, Seyed Reza Hejazi. "A game theoretic approach for analyzing the competition between national and store brands by considering store loyalty", Journal of Retailing and Consumer Services, 2021 Yayın	<% 1
15	todkongre2022.org İnternet Kaynağı	<% 1
16	Hadeel Alsolai, Marc Roper. "The Impact of Ensemble Techniques on Software Maintenance Change Prediction: An Empirical Study", Applied Sciences, 2022 Yayın	<% 1
17	www.thieme-connect.com İnternet Kaynağı	<% 1

18	"顎関節症の歯科矯正・補綴コンビネーション療法", Journal of the Japanese Society for the Temporomandibular Joint, 1992 Yayın	<%1
19	acikerisim.akdeniz.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
20	acikerisim.antalya.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
21	Lee, J.R.. "Laser ultrasonic propagation imaging method in the frequency domain based on wavelet transformation", Optics and Lasers in Engineering, 201101 Yayın	<%1
22	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<%1
23	kutuphane.kku.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
24	repository.cmu.ac.th İnternet Kaynağı	<%1
25	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	<%1
26	Haike Qiao, Qin Su. "Impact of government subsidy on the remanufacturing industry", Waste Management, 2021 Yayın	<%1