



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**ŞEFFAF PLAKLARLA TEDAVİ EDİLEN DENTAL
SINIF II VAKALARDA KONVANSİYONEL
ATAŞMANLARIN FARKLI AÇISAL DEĞERLERDE
YERLEŞTİRİLMESİNİN MAKSİLLER MOLAR
DİŐTALİZASYON ÜZERİNE ETKİNLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Rukiye ELİAÇIK

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŐMAN
Prof. Dr. Ayşe Tuba ALTUĞ DEMİRALP**

**ANKARA
2022**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ŞEFFAF PLAKLARLA TEDAVİ EDİLEN DENTAL
SINIF II VAKALARDA KONVANSİYONEL
ATAŞMANLARIN FARKLI AÇISAL DEĞERLERDE
YERLEŞTİRİLMESİNİN MAKSİLLER MOLAR
DİSTALİZASYON ÜZERİNE ETKİNLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Rukiye ELİAÇIK

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŐMAN
Prof. Dr. Ayő Tuba ALTUĞ DEMİRALP**

**ANKARA
2022**

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Müdürlüğü'ne,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Şeffaf Plaklarla Tedavi Edilen Dental Sınıf II Vakalarda Konvansiyonel Ataşmanların Farklı Açısal Değerlerde Yerleştirilmesinin Maksiller Molar Distalizasyon Üzerine Etkinliğinin Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Rukiye ELİAÇIK

Tarih :

İmza :

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda Rukiye ELİAÇIK tarafından hazırlanan “ŞEFFAF PLAKLARLA TEDAVİ EDİLEN DENTAL SINIF II VAKALARDA KONVANSİYONEL ATAŞMANLARIN FARKLI AÇISAL DEĞERLERDE YERLEŞTİRİLMESİNİN MAKSİLLER MOLAR DİSTALİZASYON ÜZERİNE ETKİNLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından UZMANLIK TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 12/12/2022

Prof. Dr. Ayşe Tuba ALTUĞ DEMİRALP

Ankara Üniversitesi

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Ufuk Toygar MEMİKOĞLU

Ankara Üniversitesi

Üye

Prof. Dr. Serkan GÖRGÜLÜ

Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır

.....
Unvanı Adı ve Soyadı

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|----------|
| Etik Beyan | ii |
| Kabul ve Onay | iii |
| İçindekiler | iv |
| Önsöz | vii |
| Simgeler ve Kısaltmalar | x |
| Şekiller | xi |
| Çizelgeler | xvii |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 5 |
| 2.1. Estetik ve Ortodonti | 5 |
| 2.2. Şeffaf Plakların Tanımı ve Tarihçesi | 6 |
| 2.2.1. Birinci Nesil Hizalayıcılar | 7 |
| 2.2.2. İkinci Nesil Hizalayıcılar | 8 |
| 2.2.3. Üçüncü Nesil Hizalayıcılar | 9 |
| 2.3. Şeffaf Plak Sistemlerinin Gelişimi | 13 |
| 2.3.1. Remensnyder'ın Diş Masaj Apareyi | 13 |
| 2.3.2. Kesling'in Positioner Apareyi | 13 |
| 2.3.3. Nahoum'un Dental Kontür Apareyi | 14 |
| 2.3.4. Ponitz'in Görünmez Retainerları | 15 |
| 2.3.5. Sheridan'ın Essix Tutucuları | 16 |
| 2.3.6. Çağdaş Şeffaf Hizalayıcılar | 16 |
| 2.3.6.1. The Invisalign™ System | 17 |
| 2.3.6.2. Ortho Aligner Sistemi | 18 |
| 2.3.6.3. Clear Aligner | 19 |
| 2.3.6.4. ECligner Sistemi | 20 |
| 2.3.7. Şeffaf Plakların Avantaj ve Dezavantajları | 20 |
| 2.3.8. Şeffaf Plakların Limitasyonları | 22 |
| 2.4. Ortodontik Diş Hareketi | 23 |
| 2.4.1. Sabit Mekaniklerde Diş Hareketleri | 23 |
| 2.4.2. Şeffaf Plak Sistemleri ile Diş Hareketleri | 26 |
| 2.4.2.1. Derin Kapanış Düzeltimi | 28 |
| 2.4.2.2. Açık Kapanış Düzeltimi | 30 |
| 2.4.2.3. Çapraşıklık ve Hizalama | 30 |
| 2.4.2.4. Boşluk Kapatma | 31 |
| 2.4.2.5. Kök Torku | 31 |
| 2.4.2.6. Şeffaf Plakların Etkinliği | 32 |
| 2.5. Ortodontik Tedavide Molar Distalizasyonu | 33 |
| 2.5.1. Ağız Dışı Kuvvetler ile Molar Distalizasyonu | 35 |
| 2.5.2. Ağız İçi Kuvvetler ile Molar Distalizasyonu | 36 |
| 2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stress Analizleri | 37 |
| 2.6.1. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi | 37 |
| 2.6.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi | 38 |

| | |
|--|-----------|
| 2.6.3. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi | 38 |
| 2.6.4. Holografik İnterferometri Yöntemi | 38 |
| 2.6.5. Termografik Kuvvet Analizi | 39 |
| 2.6.6. Radyotelemetri | 39 |
| 2.6.7. Sonlu Elemanlar Analizi | 39 |
| 2.7. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar | 41 |
| 2.7.1. Kuvvet | 41 |
| 2.7.2. Stres (Gerilim) | 42 |
| 2.7.3. Asal Stres (Principal Stress) | 43 |
| 2.7.4. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stres) | 44 |
| 2.7.5. Gerinim (Strain) | 44 |
| 2.7.6. Elastiklik Modülü (Young Modülü) | 45 |
| 2.7.7. Poisson Oranı | 45 |
| 2.7.8. Oransal Sınır (Proportional Limit) | 46 |
| 2.7.9. İzotropi ve Anizotropi | 46 |
| 2.7.10. Eleman (Element) | 47 |
| 2.7.11. Düğüm (Node) | 47 |
| 2.7.12. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma | 47 |
| 2.7.13. Sınır şartları (Boundary Conditions) | 48 |
| 2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analizi ile Yapılan Çalışmalar | 48 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 51 |
| 3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması | 51 |
| 3.2. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Periodontal Ligament ve Dişlerin Modellenmesi | 52 |
| 3.3. Şeffaf Plaklar ve Ataşmanların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması | 54 |
| 3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi | 55 |
| 3.5. Malzeme Tanımları | 56 |
| 3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları | 56 |
| 3.7. Kuantitatif Model Bilgileri | 58 |
| 3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçaların Bağlantı Durumu | 59 |
| 4. BULGULAR | 60 |
| 4.1. Birinci Senaryoya İlişkin Bulgular | 61 |
| 4.1.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular | 61 |
| 4.1.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular | 63 |
| 4.1.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları | 65 |
| 4.1.4. Maksillar Birinci Molar Dişe Ait Bulgular | 66 |
| 4.2. İkinci Senaryoya İlişkin Bulgular | 69 |
| 4.2.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular | 70 |
| 4.2.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular | 72 |
| 4.2.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları | 74 |
| 4.2.4. Maksillar Birinci Molar Dişe Ait Bulgular | 74 |
| 4.3. Üçüncü Senaryoya İlişkin Bulgular | 77 |
| 4.3.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular | 78 |
| 4.3.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular | 80 |
| 4.3.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları | 82 |

| | |
|--|-------------------------------------|
| 4.2.4. Maksillar Birinci Molar Diş Ait Bulgular | 82 |
| 4.4. Dördüncü Senaryoya İlişkin Bulgular | 85 |
| 4.4.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular | 86 |
| 4.4.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular | 88 |
| 4.3.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları | 90 |
| 4.3.4. Maksillar Birinci Molar Diş Ait Bulgular | 90 |
| 4.5. Beşinci Senaryoya İlişkin Bulgular | 93 |
| 4.5.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular | 94 |
| 4.5.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular | 96 |
| 4.5.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları | 98 |
| 4.5.4. Maksillar Birinci Molar Diş Ait Bulgular | 98 |
| 4.6. Altıncı Senaryoya İlişkin Bulgular | 101 |
| 4.6.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular | 102 |
| 4.6.2. Maksiller Kanin Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular | 104 |
| 4.6.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları | 106 |
| 4.6.4. Maksillar Birinci Molar Diş Ait Bulgular | 107 |
| 5. TARTIŞMA | 111 |
| 5.1. Çalışmanın Amacının Değerlendirilmesi | 111 |
| 5.2. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Değerlendirilmesi | 115 |
| 5.3. Bulguların Değerlendirilmesi | 117 |
| 5.3.1. Şeffaf Plağa Ait Bulguların Değerlendirilmesi | 117 |
| 5.3.2. Periodontal Ligamente Ait Bulguların Değerlendirilmesi | 119 |
| 5.3.3. Dişlerin Yer Değiştirme Miktarlarına Ait Bulguların Değerlendirilmesi | 120 |
| 6. SONUÇ VE ÖNERİLER | 123 |
| ÖZET | 125 |
| SUMMARY | 127 |
| KAYNAKLAR | 129 |
| EKLER | Error! Bookmark not defined. |
| Ek-1. Etik Kurul Onayı | Error! Bookmark not defined. |
| ÖZGEÇMİŞ | 139 |

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca sabrını ve yardımlarını benden esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bana yol gösteren, mesleğimi öğrenme sürecinde her alanda desteğini ve güvenini hissettiğim, güler yüzü ve tüm içtenliğiyle hayatıma dokunan, değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Ayşe Tuba ALTUĞ DEMİRALP'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca bana hep destek olan, merakımı her daim daha da çok uyandıran, bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren değerli hocam Prof. Dr. Ufuk Toygar MEMİKOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim süresince, mesleki ve bilimsel anlamda gelişmemi sağlayan, kendi bilgi ve tecrübelerini bizlerle çekinmeden paylaşan Ankara Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın saygıdeğer öğretim üyelerine,

Çalışmaktan her daim gurur ve keyif aldığım, meslek hayatımda daima örnek alacağım değerli hocam Prof. Dr. Ayşegül TÜZÜNER ve sevgili ekibine'e,

Bilgi ve tecrübesiyle her zaman bana destek olan, ablalığımı üzerimde hissettiğim sevgili Dr. Öğr. Üyesi Merve Berika KADIOĞLU'na,

Bölüme girdiğim ilk günden beri güler yüzü ve dostluklarıyla mesleğimi her zaman mutlulukla yaklaşmamı sağlayan, yardımlarını her daim hissettiğim değerli ablalarım ve abilerim olan, Dr. Dt. Ramin EYYUBOV, Dr. Dt. Ecem EFE, Dr. Dt. Jerina DULE, Uzm. Dt. Narin ÖZTÜRK, Uzm. Dt. Alperen YILDIRIM'a,

Aynı dönemde çalışma fırsatı bulamasam da her zaman hekimliklerine, samimiyetlerine ve güler yüzlerine imrendiğim Uzm. Dt. Gamze SOLAKOĞLU ve Uzm. Dt. Gizem Gül TANIŞ'a,

Uzmanlık sürecimin neşe kaynağı, her zaman desteğini yanımda hissettiğim sevgili Ezgi ŞENEL'e,

Beraber çalışmaktan ve gülmekten keyif aldığım, aynı dönemde uzmanlık yapma fırsatımız olduğu için kendimi hep şanslı hissedeceğim değerli dostlarım, Dt. Ezgi Kardelen ALTUNAL, Dt. Ömer Şahin, Dt. Gün Sümer, Dt. Alperen AKDOĞAN, Dt. Beyza Sultan KARSTARLI'ya,

Her sorum olduğunda başka bir soruyla beni güldüren, dostluğuna sahip olduğum için kendimi çok şanslı hissettiğim değerli Dr. Dt. Esin Gizem ESER'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca bana abilik yapan, içimdeki merakı her zaman canlı tutan, en iyisini yapabileceğime olan inancımı bana olan güveniyle arttıran, zorluklarda her daim desteğini hissettiğim hem mesleki hayatım hem de özel hayatımda varlığı bana güven veren değerli dostum Uzm. Dt. Berk SOLAKOĞLU'na,

Bana her dönem yardımcı olan, ilerde çok iyi hekimler olacaklarına inandığım sevgili kardeşlerim Dt. Hilal ALGÜL, Dt. Dilara GÜVENÇ, Dt. Niyazi YÜKSEL, Dt. Ferit DİNÇ'e,

Çocukluğum boyunca kalpten sevgisini hissettiğim, fiziken yanımda olmasa bile her zaman manevi desteği üzerimde olan, bu tez yazılırken çokca nazımı çeken, hayattaki en büyük şanslarımdan biri olan sevgili dostum Necmiye Nur CİNGÖZ'e,

Üniversite hayatımdan bana kalan en değerli dostluklardan, Ankara'da geçirdiğim hayatı güzelleştiren, beraber gülüp beraber üzüldüğüm canım Dt. Özge DURGUN'a,

Sıkıldığım her an yanımda varlığımı hissettiğim, bana başka bir hayatın mümkün olduğunu öğreten, arkadaşlığıyla bana aile gibi hissettiren değerli dostum Brandon DENİZ'e,

Sevgi ve desteklerini benden esirgemeyen, her zaman bana olan inançları ile kendimi güvende hissettiren, akademik hayatımı bu noktaya taşımamda büyük emekleri olan değerli ailem'e ve hayatımda bana koşulsuz sevgiyi öğreten canım kedim Vefoş'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.



SİMGELER VE KISALTMALAR

| | |
|------|-------------------------------------|
| 3D | Üç Boyutlu |
| CA | Clear Aligner |
| CAD | Computer Aided Design |
| CAM | Computer Aided Manufacturing |
| CBCT | Cone Beam Computed Tomography |
| CDML | Katmanlı İmalat Sistemi Teknolojisi |
| FEA | Finite Element Analysis |
| FEM | Finite Element Method |
| Gb | Gigabayt |
| Ghz | Gigahertz |
| Ipr | Interproximal Reduction |
| Mm | Milimetre |
| MPa | Megapaskal |
| N | Newton |
| PDL | Periodontal Ligament |
| Pmax | Tensile Stres |
| Pmin | Kompresyon Stres |
| Stl | Stereolithography |

ŞEKİLLER

- Şekil 2.1.** Bir kanin dişinin rotasyonu için kullanılan tek elipsoid hassas bağlantının şematik gösterimi. 10
- Şekil 2.2.** (A) Derotasyon için kullanılan iki elipsoid hassas mandibular sağ kanin dişinin klinik fotoğrafı. Direnç merkezi (O). (B) Elipsoid hassas ataşmanların şematik gösterimi. 10
- Şekil 2.3.** Mandibular kaninin gövdesel hareketi için kullanılan elipsoid hassas ataşmanların şematik gösterimi. Kuvvet momenti (MoF), Çift momenti (MoC) ve direnç merkezi (O). 11
- Şekil 2.4.** (A) Maksiller santral kesici dişleri ekstrüze etmek için kullanılan eğimli hassas ataşmanların klinik fotoğrafı. (B) Eğimli hassas ataşmanların şematik gösterimi. 11
- Şekil 2.5.** (A) Mezio/distal aralığı kapatmak için kullanılan dikdörtgen hassas bağlantıların klinik fotoğrafı. Direnç merkezi (O). (B) Dikdörtgen hassas ataşmanların şematik gösterimi. 12
- Şekil 2.6.** Set-up yapılmış bir model ve Positioner aygıtı. 14
- Şekil 2.7.** Kullanıma hazır görünmez retainerlar. 15
- Şekil 2.8.** Kuvvet momentinin (MoF) şematik bir gösterimi. Direnç merkezinden (O) uzağa uygulanan tipik bir ortodontik kuvvet. Dönme merkezi (X), direnç merkezinin (O) apikalinde yerleştirilecektir. 25
- Şekil 2.9.** Çift momentin (MoC) şematik gösterimi. Bir çift eşit ve zıt yönlü paralel ancak doğrusal olmayan kuvvetler. Dönme merkezi ve direnç merkezi çakışacaktır. 25
- Şekil 2.10.** Gövdesel hareket kavramının şematik gösterimi. Kuvvet momentlerinin (MoF) ve çiftin (MoF) dönme eğilimlerinin zıt olması birbirini geçersiz kılar. Direnç merkezi (O). 26
- Şekil 2.11.** Ataşman üzerindeki stres alanı (yeşil), diş üzerinde şeffaf plağın stres alanı (mor). 28
- Şekil 2.12.** a) Karpuz çekirdeği etkisi b) Asma köprü etkisi c) Posterior dişlerin hareketi ile mandibulanın rotasyonu. 28
- Şekil 2.13.** Boşluk kapanması sırasında kök hareketini kontrol etme; (a) İkinci dereceden kontrol (b) güç çıkıntıları (power ridge) yardımıyla elde edilen üçüncü dereceden kontrol için uygulanan yardımcı ataşmanlar. 31

| | |
|---|----|
| Şekil 2.14. Farklı diş hareketi türleri için şeffaf plak verimliliği. | 33 |
| Şekil 2.15. a) Basma gerilmesi b) Çekme gerilmesi c) Makaslama gerilmesi. | 43 |
| Şekil 3.1. Tomografi verisinden .stl Model elde edilmesi. | 52 |
| Şekil 3.2. Maksilla kortikal kemiğin modellenmesi. | 53 |
| Şekil 3.3. Maksilla trabeküler kemiğin modellenmesi. | 53 |
| Şekil 3.4. Maksillar dişlerin modellenmesi. | 54 |
| Şekil 3.5. Periodontal ligamentin modellenmesi. | 54 |
| Şekil 3.6. Şeffaf plaklar ve ataşmanların modellenmesi. | 55 |
| Şekil 3.7. Matematiksel modellerin elde edilmesi. | 56 |
| Şekil 3.8. Yükleme senaryoları. | 57 |
| Şekil 3.9. Sınır koşulları. | 57 |
| Şekil 4.1. Birinci senaryoya ait sonlu elemanlar modeli. | 61 |
| Şekil 4.2. Birinci senaryoda şeffaf plağa ait Pmax bulguları. | 62 |
| Şekil 4.3. Birinci senaryoda şeffaf plağa ait Pmin bulguları. | 62 |
| Şekil 4.4. Birinci senaryoya ait Von Mises stres dağılım bulguları. | 63 |
| Şekil 4.5. Birinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları. | 64 |
| Şekil 4.6. Birinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları. | 64 |
| Şekil 4.7. Birinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları. | 65 |
| Şekil 4.8. Birinci senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksendeki bileşke yer değişimi miktarları. | 66 |
| Şekil 4.9. a) Birinci senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) X eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü. | 67 |
| Şekil 4.10. a) Birinci senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Y eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 68 |

| | |
|---|----|
| Şekil 4.11. a) Birinci senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Z eksenindeki yer değişiminin ZY ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değişiminin ZX ekseninden görünümü. | 69 |
| Şekil 4.12. İkinci senaryoya ait sonlu elemanlar modeli. | 69 |
| Şekil 4.13. İkinci senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları. | 70 |
| Şekil 4.14. İkinci senaryoya ait şeffaf plağa ait Pmin bulguları. | 71 |
| Şekil 4.15. İkinci senaryodaki şeffaf plağa ait Von Mises stres dağılım bulguları. | 71 |
| Şekil 4.16. İkinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları. | 72 |
| Şekil 4.17. İkinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları. | 73 |
| Şekil 4.18. İkinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları. | 73 |
| Şekil 4.19. İkinci senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksenindeki bileşke yer değişimi miktarları. | 74 |
| Şekil 4.20. a) İkinci senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) X eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü. | 75 |
| Şekil 4.21. a) İkinci senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Y eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 76 |
| Şekil 4.22. a) İkinci senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Z eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 77 |
| Şekil 4.23. Üçüncü senaryoya ait sonlu elemanlar modeli. | 77 |
| Şekil 4.24. Üçüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları. | 78 |
| Şekil 4.25. Üçüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Pmin bulguları. | 79 |
| Şekil 4.26. Üçüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Von Mises stres dağılım bulguları. | 79 |

| | |
|--|----|
| Şekil 4.27. Üçüncü senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları. | 80 |
| Şekil 4.28. Üçüncü senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları. | 81 |
| Şekil 4.29. Üçüncü senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları. | 81 |
| Şekil 4.30. Üçüncü senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksenindeki bileşke yer değişimi miktarları. | 82 |
| Şekil 4.31. a) Üçüncü senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) X eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü. | 83 |
| Şekil 4.32. a) Üçüncü senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Y eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 84 |
| Şekil 4.33. a) Üçüncü senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Z eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 85 |
| Şekil 4.34. Dördüncü senaryoya ait sonlu elemanlar modeli. | 85 |
| Şekil 4.35. Dördüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları. | 86 |
| Şekil 4.36. Dördüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Pmin bulguları. | 87 |
| Şekil 4.37. Dördüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Von Mises stres dağılım bulguları. | 87 |
| Şekil 4.38. Dördüncü senaryoya ait maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları. | 88 |
| Şekil 4.39. Dördüncü senaryodaki maksillar kanin dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları. | 89 |
| Şekil 4.40. Dördüncü senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları. | 89 |
| Şekil 4.41. Dördüncü senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksenindeki bileşke yer değişimi miktarları. | 90 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 4.42. a) Dördüncü senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) X eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü. | 91 |
| Şekil 4.43. a) Dördüncü senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Y eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 92 |
| Şekil 4.44. a) Dördüncü senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Z eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 93 |
| Şekil 4.45. Beşinci senaryoya ait sonlu elemanlar modeli. | 93 |
| Şekil 4.46. Beşinci senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları. | 94 |
| Şekil 4.47. Beşinci senaryodaki şeffaf plağa ait Pmin bulguları. | 95 |
| Şekil 4.48. Beşinci senaryoya ait Von Mises stres dağılım bulguları. | 95 |
| Şekil 4.49. Beşinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları. | 96 |
| Şekil 4.50. Beşinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları. | 97 |
| Şekil 4.51. Beşinci senaryodaki maksillar kanin dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları. | 97 |
| Şekil 4.52. Beşinci senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksendeki bileşke yer değişimi miktarları. | 98 |
| Şekil 4.53. a) Beşinci senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) X eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü. | 99 |
| Şekil 4.54. a) Beşinci senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Y eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 100 |
| Şekil 4.55. a) Beşinci senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Z eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 101 |

| | |
|---|-----|
| Şekil 4.56. Altıncı senaryoya ait sonlu elemanlar modeli | 102 |
| Şekil 4.57. Altıncı senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları. | 103 |
| Şekil 4.58. Altıncı senaryodaki şeffaf plağa ait Pmin bulguları. | 103 |
| Şekil 4.59. Altıncı senaryodaki şeffaf plağa ait Von Mises stres dağılım bulguları. | 104 |
| Şekil 4.60. Altıncı senaryodaki maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligamente ait Pmax bulguları. | 105 |
| Şekil 4.61. Altıncı senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları. | 105 |
| Şekil 4.62. Altıncı senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları. | 106 |
| Şekil 4.63. Altıncı senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksenindeki bileşke yer değişimi miktarları. | 107 |
| Şekil 4.63. a) Altıncı senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) X eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü. | 108 |
| Şekil 4.64. a) Altıncı senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Y eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 109 |
| Şekil 4.65. a) Altıncı senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Z eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü. | 110 |

ÇİZELGELER

| | |
|---|----|
| Çizelge 2.1. Birinci ve ikinci jenerasyon şeffaf plak sistemi çalışmaları. | 9 |
| Çizelge 3.1. Malzeme özellikleri. | 56 |
| Çizelge 3.2. Kuantitatif model bilgileri. | 58 |



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ortodontik tedavi arayan yetişkin hasta sayısındaki artışla birlikte, geleneksel sabit cihazlardan hem daha estetik hem de daha konforlu cihazlara yönelik talepte buna paralel bir artış olmuştur (Rossini ve ark., 2015). Hem hasta için kabul edilebilir estetiği hem de klinisyen için yeterli mekanik ve teknik performansı birleştiren apareylerin geliştirilmesi hedeflenmektedir. Bu amaçla son zamanlarda daha küçük paslanmaz çelik braketlerin geliştirilmesine yönelik bir eğilim olmuştur. Ancak bunlar, genellikle ortodontistlerin ihtiyaç duyduğu teknik performansı sağlasa da geleneksel boyutlu braketlere göre estetik avantajları sınırlıdır (Russell, 2005) (Greco ve Rombolà, 2021).

Daha estetik bir seçenek olarak plastik braketler ilk olarak 1970'lerin başında üretilmiştir. Başlangıçta akrilik ve polikarbonattan yapılmaları ortodontistler tarafından estetik bir alternatif olarak kabul edilmelerine rağmen mukavemet ve sertlik eksikliği, yapışma sorunları, braket kanadı kırıkları, lekelenme ve koku gibi sorunlar kısa sürede farkedilmiştir (Russell, 2005).

Geleneksel estetik apareylere göre birçok avantaj sunan seramik braketler 1980'li yıllarda ortaya çıkmıştır. Seramik braketler daha yüksek mukavemet, aşınma ve deformasyona karşı daha fazla direnç, daha iyi renk stabilitesi ve en önemlisi hasta için kabul edilebilir estetik sağlar. Bunun yanında seramik braketlerde ark teli ile braketler arasında artmış sürtünme kuvveti, kırılmaya olan dayanıksızlığı nedeniyle braket kanadında veya gövdesinde oluşan çatlaklar ve kırılmalar, diş yüzeyi ile temas ettiğinde oluşturduğu mine aşınmaları ve debondingin zor olması dezavantajlarına sahiptir (Russell, 2005).

Hastaların maloklüzyon düzeltmesine yönelik daha estetik yaklaşımlara olan ilgisi, 1980'lerin ortalarında lingual apareylere olan talebin artmasıyla ifade edilmiştir (Wiechmann ve ark., 2003). Lingual ortodonti; braketlerin, dişlerin lingual yüzeylerine yerleştirilmesi sayesinde geleneksel yöntemlere kıyasla estetik olarak

nitelendirilmesini sağlamıştır. Lingual teknik braketlerin uygulanma bölgesi açısından bukkal mine demineralizasyonunu ve labial bölge dişeti enflamasyonunu önlemesi, tamamen görünmez olması avantajlarına sahiptir (Van Der Veen ve ark., 2010). Bunun yanı sıra direkt bonding aşamasının zorluğu, dişlerin lingual yüzeylerindeki yapısal farklılıklar nedeniyle braketlerin konumlandırılmasında oluşabilecek sapmalar, tedavi başında lingualde konumlanmış braketler sebebiyle lingual travmatizasyon ve konuşma bozukluğu, indirekt bonding için ek laboratuvar işlemleri gerektirmesi ve yüksek maliyet gibi dezavantajlara sahiptir (Gorman, 1988; Slater, 2013).

Gelişen Teknoloji ile birlikte şeffaf plaklar ile ortodontik tedavi, hem hastanın konfor ve estetik beklentilerini karşılamakta hem de hekimler açısından tatmin edici tedavi sonuçları sağlamaktadır (Weir, 2017). Sabit aparey sistemlerinde olduğu gibi, Şeffaf Plak Tedavisi (Clear Aligner Therapy-CAT) terimi de farklı etki şekilleri, yapım yöntemleri ve çeşitli maloklüzyon tedavilerine uygulanabilirliği olan çok çeşitli apareyleri kapsar. Hepsi, dişlerin çoğunu veya tamamını kaplayan şeffaf, ısıyla şekillendirilmiş plastik hizalayıcıların kullanımını gerektirir, ancak bu ortak noktadan, herhangi bir sistemin çok çeşitli ortodontik sorunları tedavi etme yeteneğini etkileyen büyük ve önemli farklılıkları vardır (Tamer ve ark., 2019).

Şeffaf plaklar başlangıçta yalnızca diş pozisyonlarındaki küçük düzensizlikleri tedavi etmek için tanıtılmıştır. Bazı hizalayıcı sistemleri kasıtlı ve açık bir şekilde küçük konumsal düzensizliklerin düzeltilmesiyle sınırlı kalırken, diğerleri karmaşık maloklüzyonları hedeflediğini iddia etmektedir. Bu tür iddiaları destekleyen yayınlanmış klinik kanıtlar ya eksiktir ya da çoğunlukla üst düzey bilimsel kanıtların oldukça gerisindedir. Yine de birçok şeffaf plak sistemi doğrudan halka pazarlanmaktadır ve bazıları (Kristal Braces, Smile Care Club) sürecin herhangi bir aşamasında herhangi bir diş hekiminin müdahalesini bile gerektirmez (Weir, 2017).

Bazı şeffaf plak sistemleri, şeffaf plakların başarması zor veya imkansız olduğu düşünülen hareketleri başarabilmek ve hizalayıcı tedavisinin kapsamını artırmak için dişlerde yapıştırılmış rezin ataşmanların kullanımını içerir (Weir, 2017). Ataşmanlar

sayesinde şeffaf plakların retansiyonu artırılmakta, uygulanan kuvvetin yönü değiştirilebilmekte ve kompleks hareketlerin öngörülebilirliği artırılabilir (Bowman, 2017).

Mareike Simon ve ark. yaptığı bir çalışmada şeffaf plakların tedavi etkinliğinin eklene yardımcı ataşmanlar ve tedaviyi aşamanlandırma ile beraber premolar rotasyonu, keser torkları ve molar distalizasyonu üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda en yüksek doğruluğun molar distalizasyon grubunda, en düşük doğruluğun premolar derotasyon grubunda elde edildiğini bildirmişlerdir (Simon ve ark., 2014b).

Serena Ravera ve ark. yaptıkları bir çalışmada kompozit ataşmanlar ve sınıf II elastiklerle birlikte aligner tedavisi uygulanan hastalarda, kronun önemli bir devrilme ve dikey hareketleri olmadan maksiller birinci molarları 2,25 mm distalize edebildiği bununla beraber yüz yüksekliğinde herhangi bir değişiklik ortaya çıkmadığı bildirilmiştir (Ravera Castroflorio Garino ve ark., 2016).

Silvia Caruso ve ark. yaptıkları başka bir çalışmada ortodontik şeffaf plaklarla sıralı distalizasyon yoluyla yapılan sınıf II tedavinin vertikal dentoskeletal boyut üzerindeki etkileri analiz edilmiş ve özellikle hiperdiverjan veya açık kapanışlı hastalarda, en azından 2–3 mm'ye kadar distal molar hareketleri için üst molar distalizasyonunun etkili bir alternatif olduğunu ve üst molar distalizasyonu sırasında dikey boyutun iyi bir şekilde kontrol edildiğini belirtmişlerdir (Caruso ve ark., 2019).

Rossini ve arkadaşları tarafından yapılan sistematik bir incelemede şeffaf plaklar ile dişlerin ortodontik hareketlerinin tahmin edilebilirliğine odaklanan in silico bir çalışma yapmışlardır, bu çalışmada farklı ataşman konfigürasyonlarını analiz ederek, şeffaf hizalayıcılarla maksiller ikinci molar dişin ortodontik distalizasyon hareketini sonlu elemanlar analizi aracılığıyla değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda ataşmanlar ankraj ünitelerini güçlendirmek ve üst ikinci moların gövdesel hareketini kontrol edebilmek için kullanımının gerekli olduğunu bildirmişlerdir (Rossini ve ark., 2020).

Bu araştırmanın amacı Sınıf II maloklüzyona sahip bireylerde konvansiyonel ataşmanların farklı açısai değerlerde yerleştirilmesinin maksillar molar distalizasyonu üzerine etkisinin sonlu elemanlar analizi aracılığıyla değerlendirilmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Estetik ve Ortodonti

Günlük yaşamlarımız estetik deneyimlerle doludur. Sayısız karar, hangi gömleğin giyileceği, işe hangi yoldan gidileceği veya nerede yenileceği gibi mevcut seçeneklerin estetik çekiciliğine bağlıdır. Nerede yaşayacağımız veya kiminle yaşayacağımız gibi yaşamı değiştiren kararlar bile kısmen estetik çekiciliklerine dayanmaktadır.

Estetik terimi, Alman filozof Alexander Baumgarten (1714-1762) tarafından algılanan ve hayal edilenin bilimini belirtmek için icat edilmiştir. Bugün, Oxford İngilizce Sözlüğü (OED), 'estetik' kelimesini "güzellikle veya güzelliğin takdir edilmesiyle ilgili" olarak tanımlar (Briemann ve Pelli, 2018).

Gülümseme, yüzün çekiciliğine katkıda bulunan en önemli ifadelerden biridir. Çekici veya hoş bir gülümseme, kişilerarası ilişkileri geliştirerek bireyin toplumda kabulünü artırır. Hastaların güzel bir gülümseme konusunda giderek daha bilinçli hale gelmesiyle birlikte, gülüş estetiği ortodontik tedavinin birincil amacı haline gelmiştir. Modern ortodonti, sadece geleneksel diş ve iskeletin görünüşü ile ilgilenmekle kalmaz, aynı zamanda tüm yüzün bir bütün olarak değerlendirilmesi için birinci öncelik olarak da karşımıza çıkar. Ortodontide en önemli estetik hedef, dinamik gülümseme esnasında dişlerin ve dişetinin uygun bir şekilde konumlandırılması olarak tanımlanabilecek dengeli bir gülümseme elde etmektir. Ortodontinin birincil fonksiyonel hedefi ideal oklüzyon olsa da estetik sonuç da hasta memnuniyeti için kritiktir ve bu nedenle genel tedavi hedefleri için gereklidir. Bu nedenle ortodontik tedavi, istenen sonuçları elde etmek için gülümsemenin çeşitli estetik unsurlarını içermelidir (Singla ve Lehl, 2014).

Ortodontik tedavi süresince estetik bir görünüm için oluşan hasta talepleri, tedavi sırasında estetik apaceylerin kullanımını içerecek şekilde büyümüştür. B. Meier

ve ark Berlin’de yaptıkları bir anket çalışmasında; ankete katılan kişilerin %97’sinin mevcut maloklüzyonlarının düzeltilmesini istemesine rağmen, %62’sinin görünür bir aparey ile tedaviyi reddettiğini göstermişlerdir (Meier ve ark., 2003). Ortodontik apareylerin estetik kalitesini artırmak için çaba sarfedilmiştir. Dişler üzerine uygulanan bantlar yapıştırılabilir braketlere dönüşmüş, yapıştırılabilir braketler seramik ve plastik olarak üretilmiştir. Doğal diş rengine çok benzeyen üzeri çeşitli materyaller ile kaplanmış ark telleri tedavi sürecinin bir bölümünde kullanılabilir hale gelmiştir. Daha az görünür olan lingual ortodontik apareyler de bir miktar popülerliğe sahiptir. Daha yakın zamanlarda, dişleri kademeli olarak hizalamak için plastik şeffaf plaklar geliştirilmiştir (Rosvall ve ark., 2009).

2.2. Şeffaf Plakların Tanımı ve Tarihçesi

Dişleri düzeltmek için şeffaf plakları kullanma teorisi ilk olarak 1940’larda Kesling’in ortodontik tedavinin son aşamalarını iyileştirmek için bir aparey ürettiği zaman öne sürülmüştür (Kesling, 1946). Positioner denilen bu aparey sınıf I oklüzyonda dişlerin laboratuvar mumu ile kaplanmasıyla üretilen esnek bir kauçuk parçasıydı (Phan ve Ling, 2007). Bu aparey arkta kalan dişlerin hizalanmasını korurken küçük diş hareketlerinin gerçekleştirilmesine izin vermiştir. Bu aparey ile diş kontrolü zordu ve sadece kronların devrilmesi mümkündü. Kesling bir dizi hizalayıcı şeffaf plak ile daha iddialı diş hareketlerinin gerçekleştirilebileceğini ve o sırada kendisine sunulan teknolojinin sınırlamalarının farkında olduğunu öngördü (Kesling, 1946).

30 yıl sonra Ponitz, Kesling’in dişleri önceden konumlandırma fikrini bir ana çalışma modelinde kullanmış ve ‘Görünmez Retainer’ isimli apareyini tanıtmıştır. Kesling’in Positioner apareyi gibi Ponitz’in Görünmez Retainer’ı sadece küçük diş hareketleri üretebiliyordu ve sonuçlarını yine kronların tipping hareketiyle elde ediyordu (Ponitz, 1971). 90’ların başlarında, Sheridan interproksimal redüksiyon ile birlikte şeffaf plakları kullanma tekniğini tanımladı (Sheridan ve ark., 1993). Bireysel hizalayıcılarla küçük diş hareketleri üretme ilkesi değişmemiştir. Her diş için yeni bir

'Kesling ayarı' gerekiyordu ve bu nedenle hemen her muayenede yeni bir ölçü alınıyordu. Bu süreç, büyük miktarda klinik ve laboratuvar zamanı gerektirmekteydi.

Align teknolojisi, Invisalign® sistemini 1999'da piyasaya sürdü. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) kullanan ilk ortodontik cihazdı. Bu teknoloji, her diş hareketi için yeni bir ölçü almak yerine, tek bir ölçüden birden fazla diş düzeninin oluşturulmasına izin vermiştir (Hajeer ve ark., 2004). Bu dijital sürecin ortaya çıkışı, önceki hizalama sistemlerinin pratikliğini ortadan kaldırdı ve Kesling'in konseptini gerçeğe dönüştürdü. Diğer hizalayıcı sistemleri, tüm bu apareylerin zaman içinde gelişmesiyle diş hareketi elde etmek için benzer ilkeleri kullanmaktadır (Jones ve ark., 2009).

Şeffaf plakların gelişimi 3 jenerasyona ayrılmaktadır.

2.2.1. Birinci Nesil Hizalayıcılar

Şeffaf plak sisteminin en erken formları, tedavi sonuçlarına ulaşmak için yalnızca hizalayıcıya bağımlıydı ve hiçbir yardımcı eleman dahil edilmemişti. Bu plaklarla elde edilen diş hareketlerini değerlendiren sınırlı araştırma mevcuttur. 2005 yılında, Djeu ve diğerleri, ilk 48 Invisalign® hastasını sabit apareyli hasta grubuyla karşılaştırdı (Djeu ve ark., 2005). American Board of Orthodontics objektif derecelendirme sistemini kullanarak, farklı tedavi sistemlerinin ürettiği sonuçları değerlendirdiler. İki kategoride, marjinal sırt hizalaması ve kök angulasyonu, Invisalign® ve sabit apareyler benzer sonuçlara sahipti. Bununla birlikte, bukkolingual eğim, oklüzal temaslar, oklüzal ilişki ve overjet azaltma ile ilgili olarak, sabit apareyler önemli ölçüde daha iyi puanlara sahipti. Yazarlar deneyimsizdi ve Invisalign®'ın erken bir versiyonunu kullandılar; ancak orta ila şiddetli maloklüzyonların tedavisi için sabit aparey tedavisi üstün bulunmuştur (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

2.2.2. İkinci Nesil Hizalayıcılar

Hizalayıcı sistemleri geliştikçe, üreticiler diş hareketini iyileştirmek için ataşmanların kullanımını teşvik etmeye başladılar. Böylelikle klinisyenler dişlere kompozit ataşmanlar yerleştirilmesini talep edebilir ve ayrıca intermaksiller lastikleri kullanmaya başlayabilir duruma ulaştılar.

İki ayrı çalışmada Kravitz ve ark. (2008, 2009), bu yeni hizalayıcılar tarafından üretilen diş hareketlerinin doğruluğunu değerlendirdi. Prospektif bir klinik çalışmada, yazılım tarafından tahmin edilen sanal diş hareketlerini plaklar, ataşmanlı plaklar veya interproksimal redüksiyonlu plaklar tarafından elde edilen klinik sonuçlarla karşılaştırdılar (Kravitz ve ark., 2008). 51 rotasyonlu kanin dişi, Invisalign® hizalayıcılarla tedavi edildi. Tahmin edilen sonuçlarla karşılaştırıldığında elde edilen ortalama sapma doğruluğu %35,8'dir. Ataşmanlı ve interproksimal redüksiyonlu gruplar, tek başına plaklarla tedavi edilen hastalarla benzer sonuçlara sahipti. Bu grup daha sonra 37 hastadan oluşan bir kohortta tahmin edilen çok sayıda farklı diş hareketinin doğruluğunu araştırdı (Kravitz ve ark., 2009). Diş hareketlerinin genel doğruluğu %41'di, ancak ekstrüzyon hareketlerinin sadece %29,6'sı sağlandı. Bu klinik deneylerin her ikisi de önerilen sanal sonuçlar ile gerçek klinik diş hareketleri arasında büyük bir fark olduğunu göstermektedir. Sonuç olarak, ikinci nesil hizalayıcılarda tanıtılan ataşmanların genel doğruluğu iyileştirdiği görülmedi.

Başka bir çalışmada aynı reçete ile yeni bir plak yerleştirilmesinin, 1 hafta sonra diş hareketlerinin doğruluğunu iyileştirip iyileştirmediği araştırılmıştır (Drake ve ark., 2012). Maksiller kesici bölgede sadece minör çapraşıklık değerlendirilmiş ancak sonuçlar benzer bulunmuştur ve tahmin edilen diş hareketlerinin sadece %55'i meydana gelmiştir. Araştırmacılar, 8 haftalık deneme süresi boyunca her hafta bir polivinil silikon ölçü alarak diş hareketinin büyük bir kısmının şeffaf plak kullanımının ilk haftasında meydana geldiğini göstermişlerdir (Drake McGorray ve ark., 2012). Buna karşılık, Krieger ve arkadaşları 50 şeffaf plak hastasıyla yaptıkları çalışmada tahmin edilen diş hareketlerinin çoğunun elde edildiğini bulmuşlar, ancak şeffaf plakların üretebileceği klinik overbite redüksiyonu ile büyük bir uyumsuzluk

bulmuşlardır (Krieger ve ark., 2012). Bu çalışmalar, hizalayıcıların öngörülen diş hareketlerini tam olarak elde edemediğini vurgulasa da bulunan tutarsızlıklar için seyrek açıklamalar yapılmıştır. Bu plakların daha önceki versiyonlarının kron ve kök hareketinin zayıf kontrolünü gösterebileceği ve diş hareketinin daha doğru kontrolüne sahip plak sistemlerinin gerekli olduğu sonucuna varılabilir.

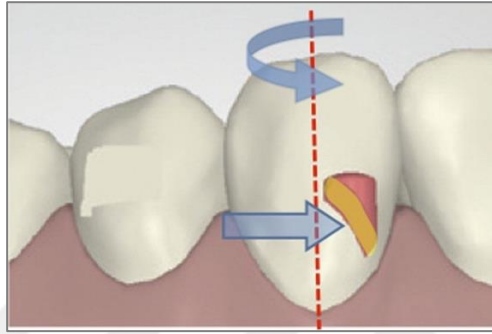
Çizelge 2.1. Birinci ve ikinci jenerasyon şeffaf plak sistemi çalışmaları (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

| Yazar | Karşılaştırma grupları | Jenerasyon | Değerlendirme Sistemi | Sonuçlar |
|---------------------------------|--|------------|--|--|
| (Djeu Shelton ve ark., 2005) | 48 İnvizalign hastası ve 48 sabit aparat hastası | Birinci | American Board of orthodontics objektif değerlendirmesi | Marjinal sırt/kök hizalaması için benzer sonuçlar, bukkolingual oklüzal ilişki ve overjet azaltma için sabit aparatlar daha başarılı |
| (Kravitz Kusnoto ve ark., 2008) | Ataşman kullanarak veya ataşmansız seviyeleme | İkinci | 51 kanin dişinin derotasyonunun değerlendirilmesi | Fark bulunmamıştır |
| (Kravitz Kusnoto ve ark., 2009) | Öngörülen hareketler ve gerçek hareketler | İkinci | Tedavi sonrası çalışma modelleri ile sanal tahmin yazılımı karşılaştırması | Öngörülen hareketlerin %41'ine ulaşıldı |
| (Drake McGorray ve ark., 2012) | haftada bir veya iki haftada bir değiştirme süreleri | İkinci | Konik ışınli bilgisayarlı tomografi taramaları tedavi öncesi ve sonrasının karşılaştırılması | Elde edilen diş hareketi miktarında fark yok |
| (Krieger ve ark., 2012b) | öngörülen hareketler ve gerçek hareketler | İkinci | Tedavi sonrası çalışma modelleri ile sanal tahmin yazılımı karşılaştırması | Overbite kontrolünde zayıf korelasyon |

2.2.3. Üçüncü Nesil Hizalayıcılar

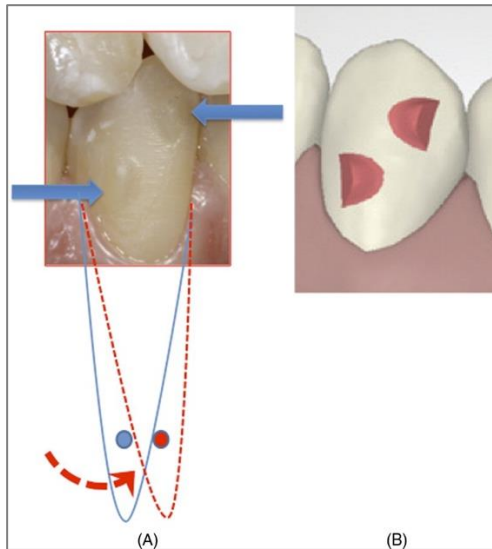
Aligner aparatları ile diş hareketlerinin daha iyi kontrolünü sağlamak ve sonuçları iyileştirmek amacıyla, alignerların kuvvet iletme şeklini değiştirmeye yönelik girişimlerde bulunulmuştur. Ekstrüzyonlar, rotasyonların düzeltilmesi ve kök hareketlerinin gerekli olduğu yerlerde ataşmanlar artık üreticinin yazılımı tarafından otomatik olarak yerleştirilmektedir. Hizalayıcılardaki girintiler, kök torkunun gerekli olduğu yerlerde üretilir. Sistemi kullanan hekimlerin ayrıca elde edilen hareketleri iyileştireceğini düşündüğü dişlere hassas olmayan ataşmanların yerleştirilmesini de talep edebilir (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016). Üç yaygın ataşman türü vardır: Elipsoid, eğimli (beveled) ve dikdörtgen.

Elipsoid ataşmanlar, rotasyonlar için tek başına veya kök hareketi elde edilmek istendiğinde çiftler halinde kullanılır. 3 mm yüksekliğinde, 2 mm genişliğinde, 0,75–1 mm kalınlığındadır ve kesici dişler, köpek dişleri ve küçük azılar için mevcuttur. Sabit apareylerde daha geniş braketlerin geliştirilmesine benzer şekilde tek başlarına kullanıldıklarında, elipsoid ataşmanlar daha fazla rotasyon kontrolüne izin vermelidir (Resim-1) (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).



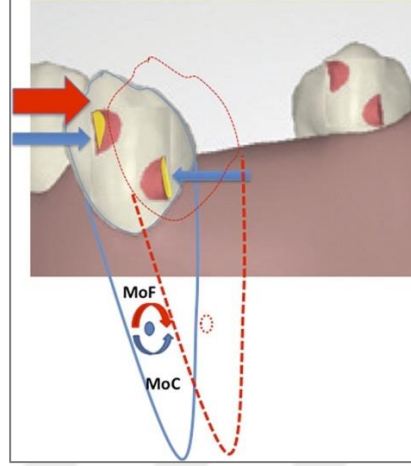
Şekil 2.1. Bir kanin dişinin rotasyonu için kullanılan tek elipsoid hassas bağlantının şematik gösterimi (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

Çiftler halinde kullanılması, çift moment (MoC) oluşturulması ile köklerdeki dikleşme hareketine olanak sağlamalıdır (Resim-2).



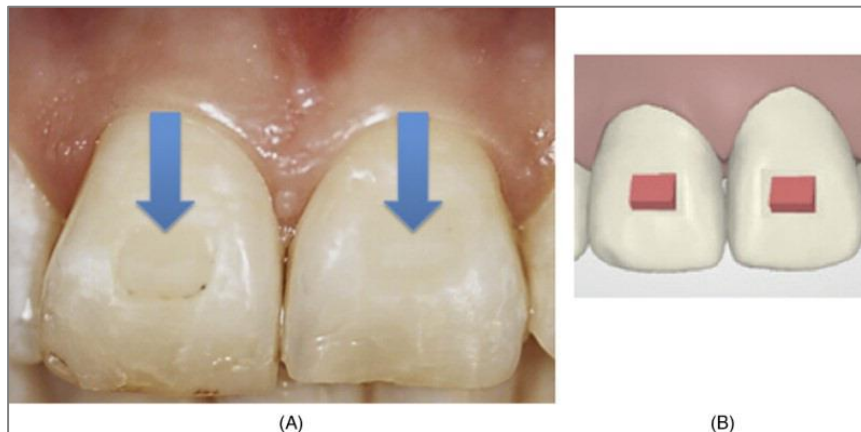
Şekil 2.2. (A) Derotasyon için kullanılan iki elipsoid hassas mandibular sağ kanin dişinin klinik fotoğrafı. Direnç merkezi (O). (B) Elipsoid hassas ataşmanların şematik gösterimi (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

Ayrıca, MoC ve MoF kullanımı yoluyla apareyin geleneksel braketler gibi gövdesel hareketi sağlamasına da izin verebilirler. (Resim-3)



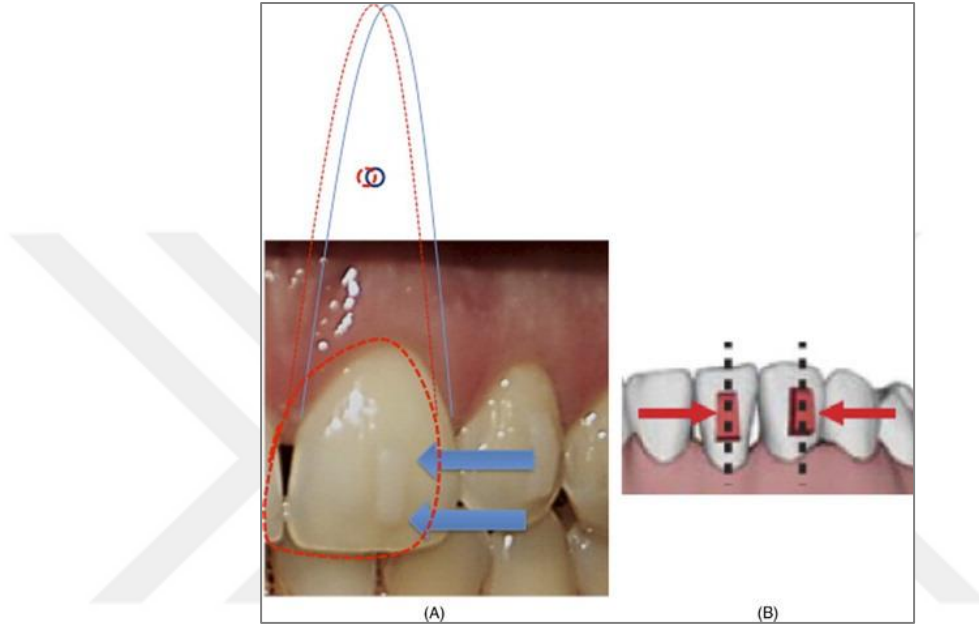
Şekil 2.3. Mandibular kaninin gövdesel hareketi için kullanılan elipsoid hassas ataşmanların şematik gösterimi. Kuvvet momenti (MoF), Çift momenti (MoC) ve direnç merkezi (O) (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

Eğimli ataşmanlar en sık olarak bir diş ekstrüze edilmeye çalışılırken kullanılır. 3, 4 veya 5 mm genişliğinde, 2 mm yüksekliğinde ve 0,25-1,25 mm kalınlığında olabilirler. Aynı sabit braketler gibi, plak ile diş arasında oluşabilecek kaymayı sınırlaması gereken aktif bir sınıra sahiptirler (Resim-4) (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).



Şekil 2.4. (A) Maksiller santral kesici dişleri ekstrüze etmek için kullanılan eğimli hassas ataşmanların klinik fotoğrafı. (B) Eğimli hassas ataşmanların şematik gösterimi (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

Dikdörtgen ataşmanlar büyük mesio-distal hareketler istendiğinde kullanılır. Bunlar 3, 4 veya 5 mm yüksekliğinde, 2 mm genişliğinde ve 0,5-1 mm kalınlığındadır. Bu ataşmanların kuvvet uygulaması ile dişler daha az eğilerek daha uzun boşluklar kapatılırken gövdesel olarak hareket etmesine olanak sağladığı belirtilmiştir (Resim-5) (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).



Şekil 2.5. (A) Mezio/distal aralığı kapatmak için kullanılan dikdörtgen hassas bağlantıların klinik fotoğrafı. Direnç merkezi (O). (B) Dikdörtgen hassas ataşmanların şematik gösterimi (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

Her üç tip ataşman da dişe yapıştırıldıklarında başlangıçta şeffaf plaklara tam olarak oturmazlar. Hasta devam eden hizalayıcıları kullandıkça, ataşmanlar şeffaf plaktaki yuvasını tam olarak oldurana kadar daha aktif hale gelir. Bu ilke, önceden ayarlanmış edge-wise braketler kullanıldığında ark telleri ile çalışmaya benzemektedir. Plak içindeki girintiler (power ridge), maksiller veya mandibular kesici dişler için lingual kök torkunun gerekli olduğu hizalayıcılara yerleştirilir. Power ridgeler, moment üreterek köke tork vermek için kron üzerindeki belirli noktalara artan basınç uygulayacak poliüretandaki girintilerdir. Önerilen bu diş hareketlerinin gerçekleştirildiğini doğrulamak için yapılan araştırmalar yeterli değildir. Bu yeni sistemlerle daha doğru diş hareketlerinin beklenip beklenemeyeceği henüz tam olarak saptanmamıştır (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

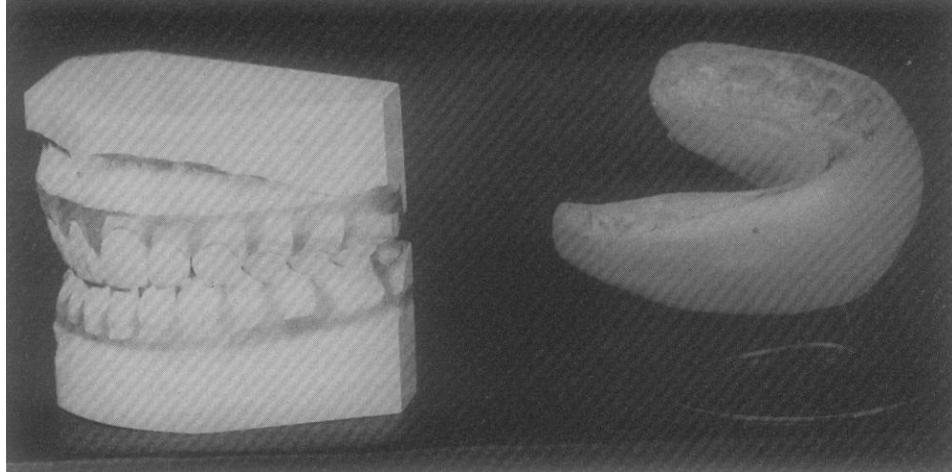
2.3. Şeffaf Plak Sistemlerinin Gelişimi

2.3.1. Remensnyder'ın Diş Masaj Apareyi

1925'te Orrin Remensnyder, periodontitis tedavisinde olduğu gibi diş etine egzersiz yapmak ve uyarmak amacıyla diş masajı cihazını geliştirdi. Yumuşak kauçuktan yapılmış, klinik kronları ve marjinal diş etini kaplayan ve “Flex-O-Tite” dişeti masajı cihazı olarak pazarlanan bir apareydi. Daha sonraki yıllarda, bu apareyin kullanımıyla meydana gelen küçük diş hareketi gözlemlerini bildirdi (Orrin R.,1958).

2.3.2. Kesling'in Positioner Apareyi

Modern şeffaf plak tedavisinin temel kavramları 1945'te Herald Dean Kesling'e kadar dayanır. Bu tür bir tedavi arzusu, Kesling'in, herhangi bir geleneksel bant veya tel olmaksızın, tüm dişlerin birbirleriyle ilişkili olarak ideal pozisyonlarına hareketini yönlendirecek basit bir aparey vizyonundan kaynaklanmaktadır. Bu ‘Positioner’ olarak isimlendirilen aparey konsepti anlayışına yol açmıştır. Etkili bir retainer görevi görmeyen yanı sıra dişlerin final konumlandırılması için kullanılan aktif bir ortodontik apareydir (Resim-6). Positioner'in modern bir versiyonu, Kesling tarafından kurulmuş bir ortodontik tedarik şirketi olan TP Orthodontics, Inc.'den hala temin edilebilir (Kesling, 1945). Positioner orijinal olarak üzerine mum modelasyon yapılabilen bir düzeneğe tek parça esnek bir kauçuk malzemeden imal edilmiştir. İstirahat aralığını tamamen doldurmanın yanı sıra maksillar ve mandibular dişlerin labial ve lingual yüzeylerini kaplayacak şekilde tasarlanmıştır. Bu apareyde gerçekleştirilebilecek diş hareketleri sınırlı olmasına rağmen hafif diş uyumsuzlukları düzeltilebilir. Bununla birlikte bu apareyin kullanımı, hasta uyumu gerektirmesi, kauçuk malzemenin kötü tadı, uygun interdiyasyon eksikliği ve oklüzyonun zayıf yerleşmesi gibi dezavantajlara sahiptir (Elsasser, 1950).



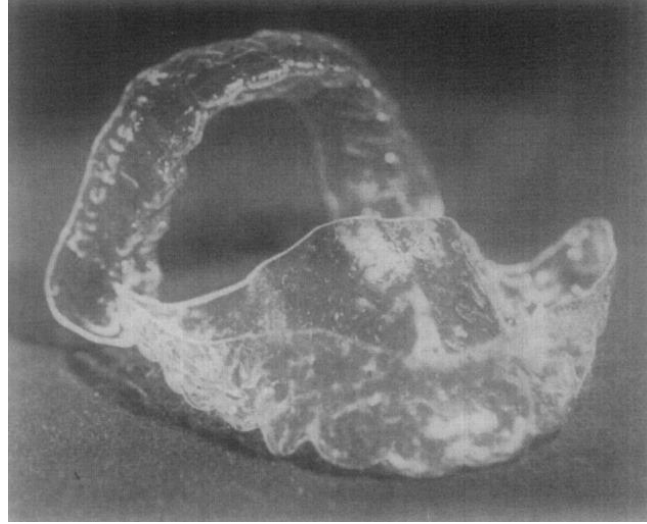
Şekil 2.6. Set-up yapılmış bir model ve Positioner aygıtı (Kesling, 1945).

2.3.3. Nahoum'un Dental Kontür Apareyi

Diş hekimliğinde kullanım için belgelenmiş ilk şeffaf termoplastik aparey 1959'da Henry Isaac Nahoum tarafından geliştirilmiş ve endüstriyel sınıf bir vakum oluşturucu kullanılarak üretilmiştir (Nahoum, 1964). Bir kuyumcu testeresi kullanılarak kesilen dişler taban mumu sayesinde uygun konumlarına yerleştirilerek yeni bir döküm model elde edilmiştir ve bu model üzerinde kontür apareyi oluşturulmuştur. Aparey malzemesinin esnekliği, dişler önceden belirlenmiş konumlarına ulaşana kadar baskı uygulayacaktır. Nahoum, bu apareyin ortodontide hem tutucu olarak hem de rotasyonlar ve boşluk kapatma gibi küçük ortodontik diş hareketlerini gerçekleştirmek için kullanılabileceğini öne sürmüştür. Kesling'in istenen diş hareketini aşamalı olarak elde etmek için bir dizi aparey kullanma fikrini oluşturmuştur. Bu konsept, bazı diş hareketlerinin tek adımda düzeltilemeyecek kadar büyük olduğunun anlaşılmasıyla geliştirilmiştir. Değiştirilen alçıdaki dişleri mum içinde kademeli olarak hareket ettirerek aşamalı ayarlamalar yapılmış ve her adım için yeni bir vakumla şekillendirilmiş plak üretilmiştir. Bu yöntem, ağırlıklı olarak ön dişlerde kullanım için önerilmiştir. Günümüzün şeffaf plak tedavisinde kullanılan yardımcı elemanların da kökenleri Nahoum'un metodolojisine dayanmaktadır (Lou ve Anthony Mair, 2020).

2.3.4. Ponitz'in Görünmez Retainerları

1971 yılında Robert John Ponitz ortodontik vakaların bitirilmesi ve retansiyonu için kullanılabilecek vakumla şekillendirilmiş şeffaf plastik bir aparey önermiştir (Resim-7) (Ponitz, 1971). Bu cihazların malzemesinin selüloz asetat bütirat, poliüretan, polivinilasetat-polietilen polimer, polikarbonat-sikolak ve lateksten yapılması gerektiğini belirtmiştir. Üretim prosedürü, şeffaf bir plastik malzemenin bir fırında ön ısıtılmasını ve malzemeyi döküm bir dental model üzerinde şekillendirmek için bir vakum ünitesinin kullanılmasını içeriyordu. Ponitz, retainerların oluşumundan önce mum kullanılarak dişlerin alçı üzerinde hareket ettirilebileceğini ve yeniden konumlandırılabilceğini, böylece hastanın dişlerinin aparey aracılığıyla yeni pozisyonlarına hareket ettirilmesine izin verdiğini öne sürdü. Bu şeffaf görünmez retainerların başlıca avantajları imalatının kolay olması, yerleştirme hızı, minimal klinik süresi ve ısı tabancaları ile tamir edilebilirlik olarak sayılabilir. O zamanlar bu apareyler aynı zamanda periodontal pansuman, cerrahi ateller, geçici kısmi protezler ve ayrıca oklüzal travma ve brüksizm için tutucular olarak da kullanılmıştır (Lou ve Anthony Mair, 2020).



Şekil 2.7. Kullanıma hazır görünmez retainerlar (Ponitz, 1971).

2.3.5. Sheridan'ın Essix Tutucuları

1993'te John J. Sheridan, hem tutucu hem de konumlandırıcı olarak işlev görmek üzere tasarlanan Essix tutucu olarak bilinen termoplastik cihazlar ailesine kendi varyasyonunu tanıttı (Sheridan LeDoux ve ark., 1993). Raintree Products'tan 0,030 inçlik bir termoplastik kopolyester tabakası kullanılarak üretildi. Üretim tamamlandıktan sonra retainer kalınlığını 0,015 inç'e düşürecek olan termoform işlemi için pozitif bir hava basıncı yönteminin kullanılmasını savunmuştur. Essix sisteminde diş hareketi yaratmanın iki ana yöntemi, hizalayıcı veya diş yüzeyindeki değişikliklerdir. İlk yöntem, hizalayıcıların Hilliard termopliers aracılığıyla nokta ısıyla şekillendirilmesini içerir. İkinci yöntem diş üzerinde çıkıntılar oluşturmak suretiyle şeffaf plağın esnekliğinden faydalanıp bu çıkıntıya karşı baskı oluşmasını sağlayarak kuvvet oluşturmaktır. Bu çıkıntılar genellikle kompozit malzemelerin diş üzerine yığılmasıyla elde edilir.

2.3.6. Çağdaş Şeffaf Hizalayıcılar

Ortodontide hizalayıcı kullanma kavramı on yıllardır var olmasına rağmen, planlama ve üretim süreçleri aşamalı mum set-upları gibi sıkıcı ve zahmetli prosedürler yoluyla manuel olarak yapıldı. Bu manuel üretim süreçlerinin en büyük sınırlaması şeffaf plaklarla minimal alt düzenlemelerdir ve kapsamlı ortodontik tedaviler için kullanılamaz. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ve hızlı prototipleme tekniklerindeki son gelişmeler, şeffaf termoplastik hizalayıcıların tedavi planlamasına ve üretiminde endüstriyel bir yaklaşıma izin vermiştir (Beers ve ark., 2003). 21. yüzyılın çağdaş hizalayıcıları, Remensnyder, Kesling, Nahoum ve diğerlerinin öncülük ettiği ilkeleri birleştirir ve bunları modern CAD/CAM teknolojisiyle bütünleştirir. Günümüzün plakları, hastaların bireysel dental arklarına göre özel olarak üretilen şeffaf ve termoplastik polimerik malzemeler kullanılarak yapılmaktadır (Boyd ve Waskalic, 2001). Bu yaklaşım, her bir hizalayıcının dişleri önceden belirlenmiş bir miktarda kademeli olarak hareket ettirdiği çok sayıda ardışık hizalayıcının kullanımı yoluyla ortodontik diş hareketini sağlar.

Hizalayıcıların kuvveti, şeffaf plağın şekli ile dental ark arasında önceden belirlenmiş bir geometrik uyumsuzluk olduğunda üretilir. Hizalayıcıların kuvvet sistemi; termoplastik malzemenin mekanik özelliklerine, hizalayıcıların kalınlığına, aktivasyon miktarına ve ayrıca yardımcı elemanların eklenmesine göre değişebilir.

Bilgisayar tabanlı süreç, hastaların ağız anatomisinin 3 boyutlu rekonstrüksiyonundan plakların üretimine kadar birçok adımı içerir. Dijital rekonstrüksiyonlar, ağız içi tarama veya bir çalışma modelinin dijital taraması yoluyla gerçekleştirilir (Cuperus ve ark., 2012). Bilgisayar algoritması daha sonra, dijitalleştirilmiş 3 boyutlu modelin geri kalanından ayrı olarak klinik kronları segmentlere ayıracaktır. Ortodontik tedavi planı daha sonra geliştirilir ve bilgisayar yazılımı tarafından bir dizi daha küçük hareketlere bölünür. Tedavinin her aşamasında dişlerin fiziksel kalıplarının üretimi hızlı prototipleme tekniği kullanılarak gerçekleştirilir. Kişiyeye özel hizalayıcılar daha sonra bir termoform prosesi kullanılarak üretilir ve nihai konfigürasyonlara göre düzeltilir (Boyd ve Waskalic, 2001). Diş konumlarının gelişmiş kontrolü için tasarlanmış bu ürünler arasında; Invisalign, Orthero, ClearCorrect, ClearPath, eCligner, K Line ve Orthocaps sayılabilir.

2.3.6.1. The Invisalign™ System

Ana akım ve çağdaş bir CAD/CAM tabanlı şeffaf hizalayıcı sistemini kitle pazarına sunma fikri ilk olarak Stanford Üniversitesi öğrencisi olan Zia Chishti tarafından tasarlandı. Ortodontik tedavisinin tamamlanmasından sonra, şeffaf çıkarılabilir retainerını ortodontistin önerdiği şekilde sürekli olarak takmadı ve şaşırtıcı olmayan bir şekilde alt ön dişlerinde tekrar çapraşıklık yaşadı. Chishti dişlerini yeniden hizalamak için mevcut şeffaf retainerını kullanmaya çalıştı, ancak ilerleme karşısında hayal kırıklığına uğradı. Bu ona, dişleri kademeli olarak hareket ettirmek için bir dizi bu şeffaf apeareyler tasarlayan bilgisayar destekli bir sistem geliştirmesi için ilham verdi. Bu konseptten yola çıkarak, başka bir Stanford öğrencisi olan Chishti ve Kelsey Wirth, iki ortodontistle birlikte 1997 yılında Palo Alto'daki bir garajda Align Technology'yi kurdu. Invisalign® sistemi kısa bir süre sonra Align Technology

tarafından geliştirildi (Melkos, 2005). İlk olarak 1999'da ortodontistlerle sınırlı olarak piyasaya çıktı, ancak daha sonra pratisyen hekimlere genişletildi. Invisalign® şeffaf plakları her biri 1-2 hafta takılması gereken bir dizi şeffaf plaktan oluşur. Her şeffaf plak 0.25-0.30mm ortodontik diş hareketi oluşturacak şekilde düzenlenmiştir (Melkos, 2005). İlk etapta Invisalign®, sonuçları elde edebilmek için yalnızca şeffaf plakların şekline dayalı bir sistemin arkasında çalıştı. Bu dönemde hiçbir yardımcı eleman dahil edilmedi. Djeu ve arkadaşları tarafından 2005 yılında yapılan tek çalışma ile, birinci nesil Invisalign hizalayıcılar tarafından diş hareketinin etkinliği konusunda sınırlı araştırma mevcuttur (Djeu Shelton ve ark., 2005). İkinci nesil Invisalign®, ortodontik diş hareketinin etkinliğini arttırmak amacıyla çeşitli yardımcı elemanların kullanımına başladı. Bunlar ataşmanların kullanımını, kompozit butonların dahil edilmesini ve intermaksillar elastiklerin kullanımını içeriyordu. Üçüncü nesil Invisalign®, üretici yazılımı tarafından otomatik olarak yerleştirilebilen optimize edilmiş ataşmanlar sunarak bu konsepti daha da geliştirdi. Böylelikle bireysel diş morfolojisine göre ataşman şekillerini uyarlayarak diş hareketlerinin kontrolünü iyileştirmeyi amaçlamaktadırlar (Djeu Shelton ve ark., 2005).

2.3.6.2. Orthero Aligner Sistemi

Orthero Aligner Sistem (OAS) 2012 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Arı Teknokent bünyesinde kurulmuştur. 2014 yılında ülkemizin ilk dijital yazılımı hayata geçirdikten sonra 2016 yılında global olarak yollarına devam etmek amacıyla Orthero markası tescillenmiştir. 2021 sonu itibarıyla tedavi edilen vaka sayısı 25000'e ulaşmıştır.

Orthero tedavisine başlayacak bir hastadan ağız içi ve ağız dışı fotoğraflar, alt-üst çene silikon ile alınmış negatif ölçüler, hastaya ait kapanış kaydını içeren mum istenmektedir. Silikon ölçüler yerine intraoral dijital tarayıcılar ile ölçüler alınıp gönderilebilir. Ölçüler firmaya ulaştıktan sonra modellemesi yapıp yüksek hassasiyetli 3 boyutlu lazer tarayıcılarla dijital ortama aktarılır.

Her doktorun kendine ait bir portalı vardır. Oluşturulan bu portalda doktor hastasının dijital taramasına ulaşabilir ve tedavi planlamasını oluşturabilir.

Şeffaf plakların üretim sürecinde katmanlı imalat sistemi (CDLM) teknolojisi kullanılmaktadır. Bu sistemin avantajları arasında hızlı ve hassas olması, zar teknolojisi ile minimize edilen ayrılma kuvveti, yüksek kalitede baskı ile maksimum hassasiyette üretim yapılması sayılabilir. Orthero iki farklı plak sistemine sahiptir. Shue dental duran plus plakları Orthero Classic vakalarında diş eti seviyesinden 1-2 mm yukarıdan kesilerek kullanılmaktadır. Shue dental CA PRO plakları ise Orthero Plus vakalarında üretimi beş eksenli CNC teknolojisi ile diş eti sınırından kesim yapılarak kullanılmaktadır. Vakalarda tedavi planlamasına uygun ataşmanların olduğu çift katmanlı anahtar plağın kalınlığı 0.40mm'dir. Orthero Classic plakları 0.625mm, Orthero Plus plakları 0.75mm'dir. Retansiyon için 0.75mm Herotain plakları kullanılmaktadır. Plakların kullanım saati yeme-içme hariç 24 saat olarak belirlenmiştir.

2.3.6.3. Clear Aligner

1998 yılında Dr. Tae-Woen Kim tarafından Clear Aligner adında yeni bir sistem ortaya atılmıştır. Bu sistemin Invisalign sisteminden farkı; bilgisayarlı görüntüleme sistemine ihtiyaç duyulmaması ve tek bir ölçüyle tüm plakların seri şekilde üretilmemesidir. Her 3 haftada bir hastadan alınan yeni ölçülerle alçı modellerde set-up işlemi yapılır (Kim ve Park, 2008). 3 haftada bir ölçü alınmasının avantajı klinisyenin tedaviyi kontrol altında tutabilmesidir. Bu şekilde daha fizyolojik ve kontrollü diş hareketi elde edilebilir (Kim, 2007).

Bu sistemde istenilen hedefe ulaşıldığında klinik kontrollerde alınan ölçülere göre tedavi planını değiştirmek mümkündür. Clear Alignerla tedavi olan bir hastada dişleriyle ilgili konservatif tedavi işlemleri kolaylıkla yapılabilir. Tedavinin ortasında plak kullanımı konusunda sıkıntı yaşandığında tedavisi geriye dönük olarak gözden

geçirilebilir. Çeşitli avantajları barındırmasının yanında hastanın sık ölçü vermesi gerekliliği bu sistemin başlıca dezavantajıdır

2.3.6.4. ECligner Sistemi

ECligner (eClear International, Seoul, Korea) yönteminde hastanın modelleri 3 boyutlu taranarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve dijital set-up gerçekleştirilmektedir. Klinisyen internet üzerinden tedavinin bütün aşamalarına ulaşabilmekte, tedavi planında düzenlemeler yapabilmektedir. Sistem üzerinden hekimin onayı alındıktan sonra plaklar üretilmekte ve hekime gönderilmektedir. Kullanılan plakların kalınlığı ve sertliği CA-Clear Aligner sisteminde kullanılan plaklarla aynıdır. Bu sistemde de plakların kullanımı yetişkinlere günde en az 17 saat, 14 yaş altı çocuklara ise en az 8-10 saat olarak önerilmektedir ve plakların birer hafta ara ile değiştirilmesi gerekmektedir (Kim ve Echarri, 2007).

2.3.7. Şeffaf Plakların Avantaj ve Dezavantajları

Şeffaf plaklarla tedavinin geleneksel sabit braketlerle yapılan tedaviye göre birçok avantajı olduğu iddia edilmiştir (Zheng ve ark., 2017). Geleneksel sabit yöntemlerle yapılan ortodontik tedaviye göre şeffaf plak tedavilerinde daha az klinik acil durum, daha iyi estetik ve ağız hijyeni, periodontal sağlık ve yumuşak doku tahrişinin olmaması dikkat çekmektedir (Buschang ve ark., 2014). Bu apaceyin sabit ortodontik apaceylere göre en büyük avantajı hasta için geliştirilmiş estetik ve konfordur. Bu nedenle görünüşlerine ve konuşmalarına önem veren hastalar şeffaf plaklarla tedavi için iyi adaydırlar (Zheng Liu ve ark., 2017). Sabit apaceylere kıyasla şeffaf plak tedavisinin rahatsızlık düzeyleri üzerine yapılan bir çalışmada, plakların mukozal irritasyon, dişlerde ağrı ve genellikle hastaların yaşadığı diğer potansiyel rahatsızlık alanlarında çok daha az hasta rahatsızlığına neden olduğu belirlenmiştir (Miller ve ark., 2007). Ayrıca şeffaf plakların takılıp çıkarılması ve kullanımı rahattır, ağız hijyenini sağlamak hastalar için kolaydır (Joffe, 2003). Şeffaf plaklarla tedavinin

başlamasından bu yana, orta ila zor ortodontik tedavilerin şeffaf plak sistemi ile rutin olarak gerçekleştirilip gerçekleştirilemeyeceği konusunda tartışmalar olmuştur. Daha önce yapılan çalışmalar karmaşık hastaların tedavisinde önemli sınırlamalar gösterirken, yeni yapılan vaka raporları orta ila zor ortodontik maloklüzyonlarının başarıyla tamamlandığını göstermiştir. Tutarsızlığın bir nedeni, daha önceki çalışmaların, şeffaf plakların gelişiminin ilk dört yılında, gövdesel hareketi, köklerin torklanması, ekstrüzyonları ve premolar ve kanin dişlerinin rotasyonlarını gerçekleştirmede önemli sorunların olduğu zaman yapılmış olmasıdır (Boyd, 2008). Genel olarak şeffaf plaklar ile basit ve orta derecede çekimsiz vakalar çekimli vakalara göre kolaylıkla tedavi edilebilir. Bunun sebebi çekim boşluğunu kapatma sırasında dişlerin köklerini dikleştirme hareketinin şeffaf plaklarla sınırlı gerçekleştirilebilmesidir (Joffe, 2003). Şeffaf plakların tercih edileceği hasta grupları;

1. Hafif çapraşıklık ve hizalama problemi olan hastalar (1-5mm)
2. Hafif miktarda ekspansiyon gerektiren, küçük miktarda interproksimal redüksiyon veya alt keser dişin çekimini gerektiren vakalar
3. Boşluk kapatma (1-5mm)
4. Keser intrüzyonu ve protrüzyonunu içeren derin kapanış problemleri (Class II divizyon 2 maloklüzyon)
5. Dişlerde çok fazla devrilme hareketine sebep olmadan genişletilebilecek dar arklara sahip hastalar olarak belirtilmiştir (Joffe, 2003).

Şeffaf plak tedavisi talep eden hasta tiplerinden biri de daha önce sabit apareylerle ortodontik tedavi görmüş ve şu anki ortodontik tedavisi için sabit aparey istemeyen hastalardır (Boyd, 2008). Kısa köklere sahip hastalarda şeffaf plak tedavileri için aday olabilir. Yakın zamanda 100 şeffaf plak tedavisi gören hasta üzerinde yapılan bir çalışmada ölçülebilir kök rezorpsiyonuna rastlanmamıştır (Boyd, 2008). Ancak bu bulgu hastaların sabit tedavi hastalarına göre daha kısa sürede tedavi olmalarından kaynaklanmış olabilir. Bununla birlikte, şeffaf plakların daha yüksek maliyetler ve belirli maloklüzyon tiplerini tedavi edememe gibi bazı dezavantajları vardır. Şeffaf plaklarla tedavinin etkinliğini yeterince değerlendiren ve klinisyenler arasında apareyin etkinliği hakkında az sayıda klinik çalışma yayınlanmıştır.

McNamara ve diğeri şeffaf plakların klinik uygulanabilirliği anlayışını genişletmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir (McNamara ve ark., 2001). Ek olarak, vaka kontrollü araştırma tasarımında yetersiz sonuç çalışmaları vardır. Yayımlanan makaleler çoğunlukla vaka raporları ve vaka serileri çalışmaları ve sistemin kullanımına ilişkin açıklamalardır (Zheng Liu ve ark., 2017). Bu, klinisyenlerin şeffaf plakların geçerliliğini, etkinliğini ve ayrıca standart sabit tedavilere göre tedavi sonuçlarını objektif olarak karşılaştırmasını zorlaştırmaktadır. Kök kontrolü üzerindeki limitli kontrol, rotasyonların düzeltilmenin zorluğu, ekstrüzyon ve kökleri dikleştirme hareketlerini gerçekleştirmede zorluk şeffaf plağın dezavantajları arasında sayılabilir. Bununla birlikte ciddi iskeletsel sapmaları tek başına şeffaf plaklarla tedavi etmek oldukça zordur (Joffe, 2003). Klinisyenin tedavi planlamasını dijital ortamda tamamladıktan sonra şeffaf plaklarda değişiklik yapma yetkisi yoktur. Tedavi sırasında yapılmak istenen herhangi bir modifikasyon için yeni ölçüler veya dijital model taraması gerekir (Joffe, 2003).

2.3.8. Şeffaf Plakların Limitasyonları

Şeffaf plak tedavisini uygulamayı düşünen klinisyenler öncelikle yayınlanmış kanıtların zayıf formlarına (uzman görüşleri ve kötü tasarlanmış bilimsel çalışmalar) veya başka bir şekilde kendi klinik deneyimlerine güvenmek zorundadır (Buschang Shaw ve ark., 2014). Şeffaf plaklar ile ortodontik diş hareketinin öngörülebilirliğine odaklanan az sayıda araştırma yayınlanmıştır. Ayrıca genel bir kural olarak şeffaf plakların arkları seviyeleyip hizaladığı bununla birlikte anterior dişlerde intrüzyon ve posterior bölgede bukkolingual inklinasyon kontrolü nispeten tahmin edilebilir. Ön dişlerin ekstrüzyonu, yuvarlak şekilli dişlerin rotasyonu ve ön dişlerin bukkolingual inklinasyonlarını iyileştirmek daha problemlidir (Buschang Shaw ve ark., 2014). Joffe yaptığı bir çalışmada;

- 5mm den fazla boşluk veya çapraşıklık
- 2mm den fazla iskeletsel anterioposterior uyumsuzluk
- Sentrik ilişki ve sentrik oklüzyon tutarsızlıkları

- Ciddi rotasyona uğramış dişler (20° den fazla)
- Anterior ve posterior açık kapanışlar
- Dişlerin ekstrüzyonu
- 45° den fazla devrilmiş dişler
- Kısa klinik kronlu dişler
- Birden fazla diş eksikliği olan hastaların şeffaf plaklarla tedavi edilmesinin daha zor olduğunu bildirmiştir (Joffe, 2003).

2.4. Ortodontik Diş Hareketi

2.4.1. Sabit Mekaniklerde Diş Hareketleri

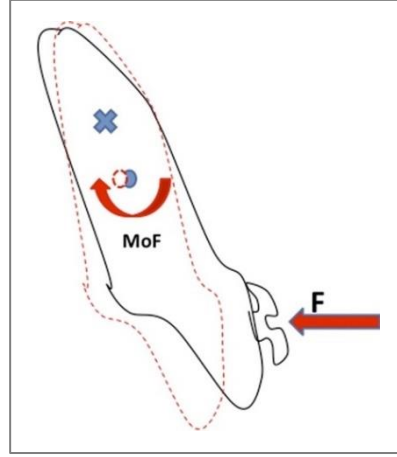
Şeffaf plakların limitasyonlarını ve üçüncü jenerasyonunun gelişim nedenlerini anlayabilmek için sabit mekaniklerle oluşturulan diş hareketlerini kavramak çok önemlidir. Angle, 1928'de edgewise tekniğini tanımlamıştır (Angle, 1928). Başlangıçta slotlar yatay yerleştirildiğinde daha fazla kontrol sağlanabileceği anlaşılan kadar slotlar braketlere vertikal olarak yerleştirilmiştir. Dikdörtgen bir slot içinde dikdörtgen bir tel kullanılarak bir dişin üç boyutlu kontrolü sağlanmıştır. Begg 1956'da diferansiyel kuvvet kavramına dayanan alternatif bir braket sistemi geliştirmiştir (Begg, 1956). Bu teknikte diş kronlarını doğru pozisyonlarına getirmek için lastikler kullanmış ardından yardımcı yaylarla köklerin dikleşmesi sağlanarak çalışılmıştır. Diş hareketinin kontrolünü zorlaştıran ve bitirme prosedürlerini karmaşık hale getiren detay yuvarlak ark tellerine dayanıyordu. 1980'lerde Kesling, Tip-Edge aparatını (TP Orthodontics, Inc., Scottsdale, Arizona, ABD) yaratarak bu sorunların bazılarını çözmeye çalıştı (Kesling, 1988). Bu sistem tedavinin erken evrelerinde yine dişleri devirse de, doğru üç boyutlu kontrol için gerekli olan dikdörtgen ark tellerinin kullanımına izin vermiştir (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

Andrews 1979'da başka bir sabit aparat sistemi geliştirmiştir (Andrews, 1979). Her diş için dikdörtgen bir braket yuvası kullanarak dişleri kendi ideal pozisyonlarına

hareket ettiren daha önceden belirlenmiş birinci, ikinci ve üçüncü düzen ayarlamaları içeren braketlere sahip olma fikrine dayanıyordu. Bu orijinal edgewise braketleri kullanılırken gerekli olan çoğu tel bükme ihtiyacını ortadan kaldırdı. Bu braketler için bir dizi farklı reçete hazırlanmış ve şu anda modern ortodontide en yaygın kullanılan sistem haline gelmiştir (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

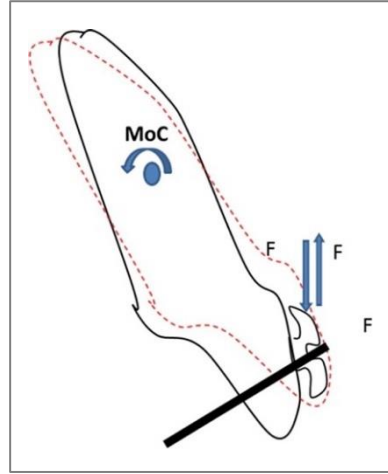
Sabit apareylerle yapılabilecek iki tür diş hareketi vardır. Diş kök ucunun sabit kaldığı ve kronun hareket ettiği devrilme hareketi, kron ve kökün birlikte hareket ettiği gövdesel hareket (Proffit ve ark., 2007). Üretilen hareket tipinin, uygulanan kuvvetin direnç merkezi ile ilişkisine ve dişin dönme merkezinin konumuna bağlı olduğu varsayılmıştır. Direnç merkezi, diş üzerinde tek bir kuvvetin geçmesiyle paralel hareketin meydana geldiği nokta olarak tanımlanır. Tek köklü bir diş için direnç merkezinin, kökün uzun eksenini boyunca alveolar kret ile kökün apikal kısmı arasında kök uzunluğunun üçte birinde olduğu tespit edilmiştir (Burstone ve Pryputniewicz, 1980). Dönme merkezi, dişin başlangıç ve son konumlarından belirlendiği üzere etrafında dönme hareketi yaptığı hayali noktadır (Smith ve Burstone, 1984). Bu nokta uygulanan kuvvete bağlı olarak değişecektir. Saf gövdesel hareket elde etmek için, uygulanan kuvvet doğrudan direnç merkezinden geçmelidir; bununla birlikte kuvvetler genellikle dişlerin bukkal yüzeylerindeki ataşmanlara uygulanır ve kuvvet direnç merkezinin koronal ve periferinde kalır (Iwasaki ve ark., 2000).

Smith ve Burstone, bir diş kuvvet uygulanabilecek iki olası yol tanımladılar. Bunlardan ilki direnç merkezinin uzağından geçen 'Kuvvet momenti (MoF)' olarak adlandırılan tek bir kuvvettir (Smith ve Burstone, 1984; Şekil 1). Bu kuvvet, direnç merkezinin kuvvet çizgisi yönünde yer değiştirmesine neden olabilir ve böylece diş dönme merkezi etrafında devirebilir (Isaacson ve ark., 1993). Momentin büyüklüğü, kuvvet çizgisinden dönme merkezi eksenine en kısa dik mesafe olan kuvvet büyüklüğü ve moment kol uzunluğunun çarpımına eşittir.



Şekil 2.8. Kuvvet momentinin (MoF) şematik bir gösterimi. Direnç merkezinden (O) uzağa uygulanan tipik bir ortodontik kuvvet. Dönme merkezi (X), direnç merkezinin (O) apikalinde yerleştirilecektir (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

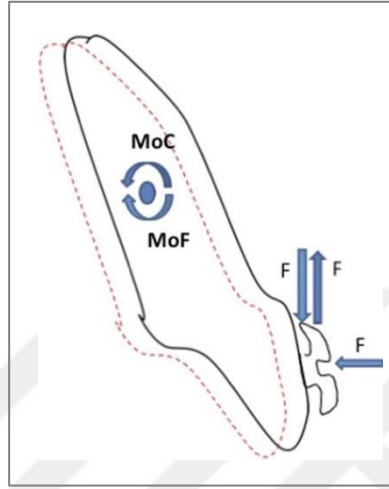
Kuvvetin uygulanabileceği ikinci yöntem, “kuvvet çifti” olarak adlandırılan paralel ve zıt yönlerde olan bir çift eşit kuvvet tarafından uygulanır (Şekil 2). Büyüklüğü kuvvet çiftlerinden birinin aralarındaki mesafeye çarpımına eşit olan bir dönme eğilimi (dönme momenti) yaratır. Bu kuvvet uygulaması ile dönme merkezi direnç merkezine eşittir (Isaacson Lindauer ve ark., 1993).



Şekil 2.9. Çift momentin (MoC) şematik gösterimi. Bir çift eşit ve zıt yönlü paralel ancak doğrusal olmayan kuvvetler. Dönme merkezi ve direnç merkezi çakışacaktır (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

Sabit apareyler doğrudan direnç merkezinden kuvvet uygulayamazlar da gövdesel hareket, gerekli hareket yönünde ataşmana kuvvet uygularken aynı zamanda devrilmeyi önleyecek başka bir kuvvet sağlandığında gerçekleştirilebilir. Bu birinci ve

ikinci jenerasyon şeffaf plaklarda eksik görünmektedir. Son zamanlarda şeffaf plaklar MoF ve MoC gibi momentler üretmek için ataşmanlar geliştirerek kendilerini Andrew'ın belirli dişler için önceden ayarlanmış ataşmanlara sahip olma konseptine yaklaştırmışlardır (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).



Şekil 2.10. Gövdesel hareket kavramının şematik gösterimi. Kuvvet momentlerinin (MoF) ve çiftin (MoF) dönme eğilimlerinin zıt olması birbirini geçersiz kılar. Direnç merkezi (O) (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

2.4.2. Şeffaf Plak Sistemleri ile Diş Hareketleri

Şeffaf plakların profesyonel kullanımı artmaya devam etse de, etkinliğine ilişkin sorular devam etmektedir (Robertson ve ark., 2020). Şeffaf plaklarda diş hareketi, sabit apareylere göre daha karmaşıktır. Bu fark, belirli kuvvet uygulama noktalarının olmaması, diş anatomisi, plak malzemesinin özellikleri, plak ve diş geometrileri arasındaki uyumsuzluk, temas şekilleri arasındaki kayma hareketleri ve diğer biyomekanik faktörlere bağlanabilir (Rossini Parrini ve ark., 2015). Hizalayıcı temelli ortodontik tedavi, her biri dişleri kademeli olarak küçük miktarlarda yeniden konumlandıran çok sayıda ardışık şeffaf plak kullanılmasıyla dişlerin artan hareketini içerir (Weir, 2017). Bu artırılmış hareket iki ana mekanizma tarafından gerçekleştirilir:

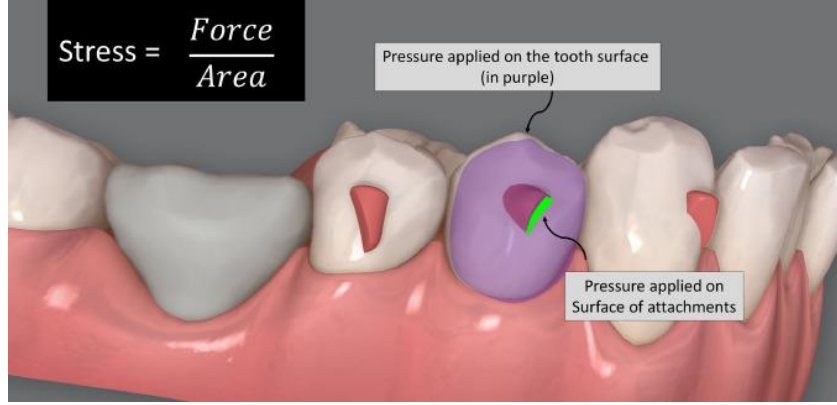
➤ Moulding Etkisi

Bu yöntem, 1940'larda şeffaf hizalayıcı tedavisinin başlangıcından bu yana kuvvet uygulamasının birincil yolu olmuştur (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016). Bu yöntem kullanılan şeffaf plağın şekline göre hedef dişlerin hareketini kaplamayı (moldingini) içerir. Şeffaf plağın şekli ve diş kronu geometrisi arasındaki önceden belirlenmiş uyumsuzluklar (aktivasyon), tüm temas yüzeylerine dağılmış 3 boyutlu kuvvet sistemleri oluşturur (Barone ve ark., 2017). Hizalayıcı ve diş yüzeyi arasında sıkı ve gevşek temas alanları vardır. Tam bir tedavi ilk anatomik geometriden son diş pozisyonlarına kadar değişen şekillere sahip bir dizi hizalayıcıdan oluşur (Tamer Öztaş ve ark., 2019).

➤ Yardımcı Elemanlar

Ataşmanlar ve güç kolları (power arm) gibi yardımcı elemanlar belirli diş hareketlerinin öngörülebilirliğini artırmak için kullanılır (Wheeler, 2017). Bu yardımcıların hizalayıcılarda veya dişlerde stratejik olarak düzenlenmesi, kuvvet dağılımını artırabilir. Diş yüzeyindeki belirli alanlarda kuvvetleri iletmek için stratejik olarak kullanılırlar (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

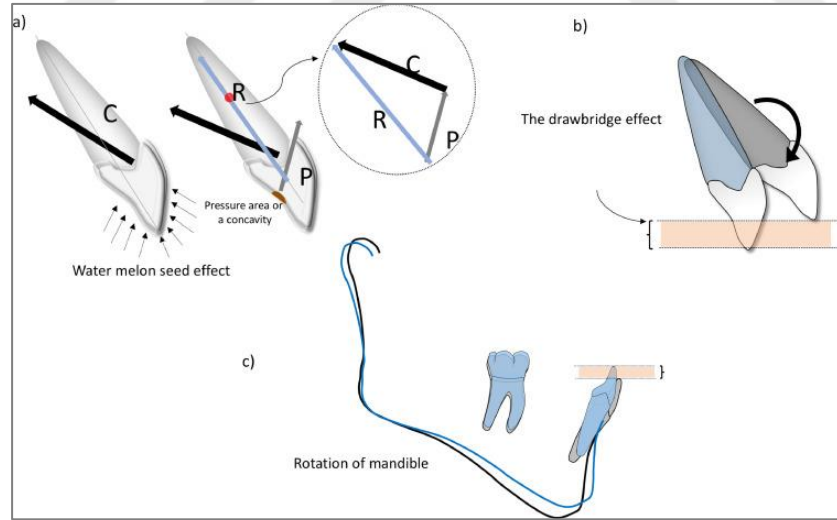
Temel düzeyde diş hareketi, apareyler aracılığıyla periodontal ligament ve onu çevreleyen kemikten oluşan biyolojik kompleks arasında yaratılan stresin bir etkileşimidir. Diş hareketi için hizalayıcılar tedavi süresi boyunca kabul edilebilir stres seviyelerini (optimum kuvvet) korumalıdır. Bu kuvvet ataşmanlar veya ataşmanları kaplama etkisi aracılığıyla çevredeki periodontal komplekse iletilir. Teorik olarak moulding etkisi tarafından uygulanan stres (kuvvet/alan), aynı kuvvet sistemi için bir ataşman tarafından oluşturulan stresten önemli ölçüde daha düşük olacaktır (Simon ve ark., 2014a). Çünkü moulding ile oluşan diş hareketi önemli ölçüde daha küçük bir yüzey alanına sahip olan bir ataşman ile karşılaştırıldığında, dişin daha büyük bir yüzey alanına kuvvet aktarımını içerir. İkisi arasında tedavinin çoğu şekil moulding etkisi tarafından gerçekleştirilir (Tamer Öztaş ve ark., 2019).



Şekil 2.11. Ataşman üzerindeki stres alanı (yeşil), diş üzerinde şeffaf plağın stres alanı (mor) (Upadhyay ve Arqub, 2021).

Yukarıda açıklanan mekanizmalara dayanarak çeşitli maloklüzyonları düzeltmek için şeffaf plaklar kullanılmıştır. Şeffaf plaklarla derin kapanış düzeltmesi 3 yöntemle yapılabilir.

2.4.2.1. Derin Kapanış Düzeltimi



Şekil 2.12. a) Karpuz çekirdeği etkisi b) Asma köprü etkisi c) Posterior dişlerin hareketi ile mandibulanın rotasyonu (Upadhyay ve Arqub, 2021).

a) Karpuz Çekirdeği Etkisi

Hizalayıcılar, dişlerin oklüzal, bukkal ve lingual yüzeylerini aynı anda kavrama yeteneğine sahiptir. Bu yetenek onlara her yönden sıkıştırma kuvvetleri uygulamak için benzersiz bir yetenek sağlar. Bu efekt tıpkı bir karpuz çekirdeğini parmaklarımızla sıkıştırma hareketine benzemektedir. Bu etkinin arkasındaki fikir, hedef dişlerin direnç merkezi boyunca yönlendirilen bir bileşke kuvvet vektörü yaratmaktır (Hahn Engelke ve ark., 2010). Bu kulağa hoş gelse de diş kronları simetrik yapılar değildir. Bu asimetri genellikle eşit olmayan bir güç dağılımı yaratır ve ortaya çıkan kuvvet büyük olasılıkla direnç merkezini kaçıracaktır. Bu moment önceden tahmin edilebilirse, net basınç kuvvetini direnç merkezi boyunca yeniden yönlendirecek ek bir kuvvet oluşturmak için hizalayıcılara “basınç alanları” adı verilen bazı değişiklikler eklenmesine imkan verebilir (Cervinara ve ark., 2019).

b) ısıрма Rampası

Derin kapanış düzeltmesi, arka dişlerin ekstrüzyonu ile de sağlanır. Anahtar adım, oklüzal kuvvetleri ortadan kaldırmaktır. Arka dişleri kapatmak ve ekstrüzyonu teşvik etmek için maksiller kesici dişlerin veya kaninlerin singulum bölgesine yakın palatal yüzeyine ısıрма rampaları veya lingual çıkıntılar eklenebilir (Greco ve Rombolà, 2021).

c) Asma Köprü Etkisi

Ön dişlerin köprü ayakları gibi tipping hareketi gerçekleştirilmesi overbite'in göreceli düzeltimine yardımcı olur. Bu hareket gerçek bir intrüzyonu değil sadece kesici dişlerin arkaya ve aşağı göreceli bir hareketini içerir. Bu yöntem artmış overbite düzeltiminin bir yolu olabilir. Çünkü kuvvetleri hedef dişlerin direnç merkezine yönlendirmek çok zordur (Jiang ve ark., 2021; Kanpittaya ve ark., 2021). Power Ridge denilen güç çıkıntıları kesici dişlerin devrilmesini artırmak için kronun dişetine yakın üçte birlik kısmına yerleştiren girintilerdir (Weir, 2017).

2.4.2.2. Açık Kapanış Düzeltimi

Açık kapanış düzeltmesi, esasen derin kapanış düzeltiminin tersidir. Temel ilkeler yukarıda ana hatlarıyla verilenlere benzerdir. Ön dişlerin intrüzyon yerine ekstrüzyona ihtiyacı vardır; arka dişlerin ekstrüzyon yerine intrüzyonu gerekir; ve ön açık kapanışın yalancı düzeltilmesi için kesici dişlerin geriye tippingi veya retrüzyonu gerekir (Harris ve ark., 2020). Mekanik ve yardımcı elemanlar da benzerdir. Posterior dişlerin intrüzyonu, mandibulanın öne ve saat yönünün tersine rotasyonuna neden olarak açık kapanışta bir azalmaya yol açacaktır (Giancotti ve ark., 2017). Anterior bölgede ekstrüzyon posterior bölgede intrüzyon kuvvet çiftleri, Newton'un Birinci Yasası veya herhangi bir düzlemdeki tüm kuvvetlerin toplamının sıfıra eşit olması gerektiğini belirten Denge Yasası uyarınca birbirini tamamlar (Burstone, 2015). Şeffaf plaklar tarafından oluşturulan ekstrüzyon kuvvetine posteriorda intrüzyon kuvveti eşlik edecektir. Açık kapanışın birincil mekanizmasının, gözlenen düzeltmenin yaklaşık %60'ına tekabül eden, asma köprü etkisinden veya kesici dişlerin basitçe devrilmesinden kaynaklandığını gösterilmiştir (Harris Ojima ve ark., 2020). Bu kapanmayı, posterior diş intrüzyonu nedeniyle mandibulanın otorotasyonu takip eder ve bu, toplam düzeltmenin %30'unu oluşturur. Bu iki etkinin kombinasyonu, ön dişlerin gerçek ekstrüzyonunun düzeltmenin sadece %10'una veya daha azına katkıda bulunduğunu göstermektedir. Klinik raporlar, dikey ekstrüzyonun hizalayıcılar için gerçekleştirilmesi en zor hareketlerden biri olduğunu öne sürmektedir (Robertson Kaur ve ark., 2020; Rossini Parrini ve ark., 2015).

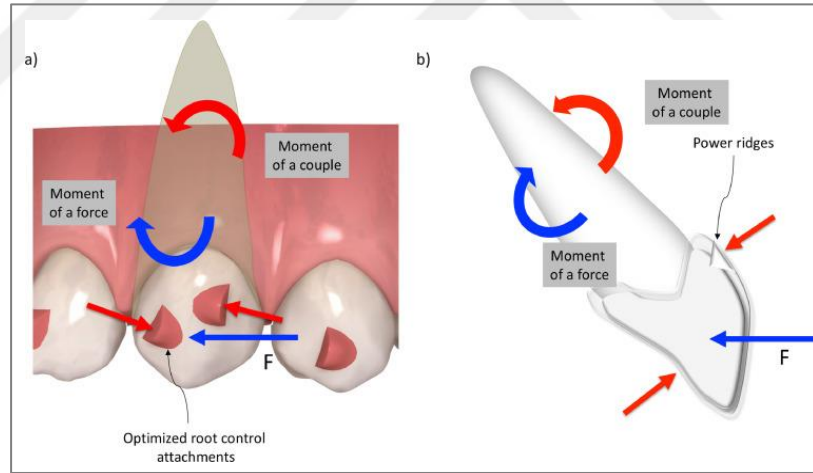
2.4.2.3. Çapraşıklık ve Hizalama

Ark boyu uyumsuzluğunu gidermek için dental arkların ekspansiyonu, keser dişlerin proklinasyonu, interproksimal alanlarda yapılan aşındırmalar gibi birkaç seçenek mevcuttur (Upadhyay ve Arqub, 2021). Alan kazanmanın birincil mekanizması devrilmedir. Kron üzerine uygulanan tek bir kuvvet muhtemelen gerçekleştirilmesi en kolay hareketlerden biri olan tipping hareketi yaratabilir. Kuvvet vektörünün direnç merkeziyle herhangi bir özel ilişki içinde olması gerekmediğinden,

bu hareketlerde daha az hassasiyet gerekir. Devrilme, kuvvet çizgisinin dişin direnç merkezinden uzakta olduğu kuvvet momentinin bir yan ürünüdür. Şeffaf plaklar bunu başarmak için molding efektini kullanırlar. Aslında, şeffaf plakların kuvveti direnç merkezinden geçirememesi genel olarak bir avantajdır, çünkü istenen diş hareketi basit devrilmedir (Rossini Parrini ve ark., 2015).

2.4.2.4. Boşluk Kapatma

Diş hareketini kontrol etmek gerektiğinde, bir çift momentin varlığı baskın bir rol oynar. Kontrolsüz devrilme dışındaki herhangi bir diş hareketi bir çift moment gerektirecektir. Optimize edilmiş kök kontrol ataçmanları ikinci dereceden kontrol için tercih edilirken, güç çıkıntıları denilen power ridges lingualden yerleştirildiğinde üçüncü dereceden kontrol sağlarlar (Karras ve ark., 2021).



Şekil 2.13. Boşluk kapanması sırasında kök hareketini kontrol etme; (a) İkinci dereceden kontrol (b) güç çıkıntıları (power ridge) yardımıyla elde edilen üçüncü dereceden kontrol için uygulanan yardımcı ataşmanlar (Upadhyay ve Arqub, 2021).

2.4.2.5. Kök Torku

Bu tip diş hareketi, ortodontide belki de en yoğun kuvvet gerektiren harekettir. Tüm hareket boyunca daha yüksek kuvvet büyüklüklerinin sürdürülmesi gerekir. Ne

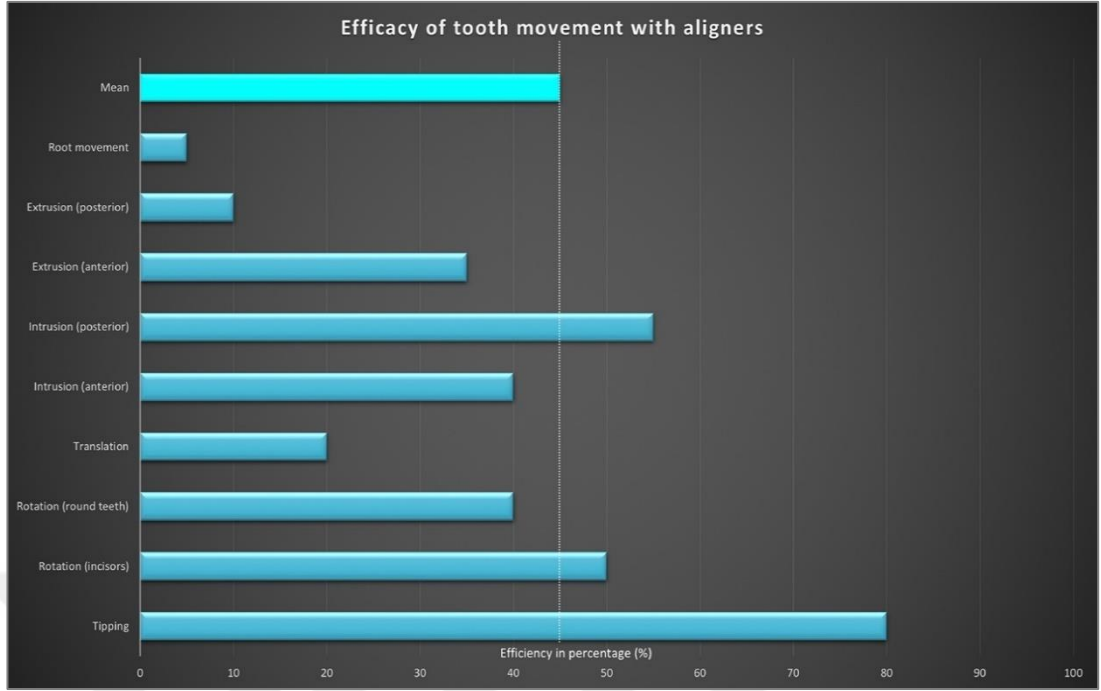
yazık ki, hizalayıcılarla kök hareketi elde etmek oldukça zordur (Hahn Zapf ve ark., 2010).

2.4.2.6. Şeffaf Plakların Etkinliği

Hizalayıcı tabanlı diş hareketinin etkinliğini tahmin etmenin iyi bir yolu, son/elde edilen diş hareketinin istenen/tahmin edilen diş hareketine oranını ile belirlenebilir (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

×100

Hizalayıcıların etkinliğinin nicel bir tanımını temsil etmek amacıyla çeşitli diş hareketlerinin etkinliğini değerlendirmişlerdir. Gösterilen göreceli değil mutlak diş hareketleridir. Örneğin dişlerin devrilmesi ile overbite düzeltiminin elde edilebileceği gösterilmişti bununla birlikte böyle bir devrilme dişin uzun eksenini boyunca gerçek bir intrüzyon veya ekstrüzyon olduğunu göstermez (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016). Bu grafiğe göre devrilme en öngörülebilir diş hareketi iken kök hareketi veya tork en az tahmin edilebilen hareket olmuştur. Şeffaf plaklarla elde edilen diş hareketlerinin ortalama verimliliğinin %50 olduğunu göstermiştir (Kravitz Kusnoto ve ark., 2009). Bunun nedeni dişler bazı yazılımlarda kolayca hareket ettirilebilse bile gerçekte aynı şekilde tepki vermemeleridir. Bununla birlikte plak teknolojisindeki gelişmeler ve biyomekaniğin daha iyi anlaşılmasıyla, plakların etkinliği son yıllarda iyileştirilmiştir (Haouili ve ark., 2020).



Şekil 2.14. Farklı diş hareketi türleri için şeffaf plak verimliliği (Hennessy ve Al-Awadhi, 2016).

Hizalayıcılar dişleri çekerek değil iterek hareket ettirirler, bu diş yüzeyi ile şeffaf plaklar arasında sıkı temasa izin verir (Ganta ve ark., 2021). Bu ilişki düzgün stres dağılımını, daha iyi kuvvet uygulamasını ve iletimini, diş hareketi üzerindeki kontrolü kolaylaştırır (Lombardo ve ark., 2020). Bu özellik sayesinde şeffaf plaklar dişleri ekstrüze etmektense intrüze etmede daha başarılıdırlar böylelikle derin kapanışı açmaktan ziyade açık kapanışı kapatmak gereken vakalarda daha iyi çalışırlar (Harris Ojima ve ark., 2020; Rossini Parrini ve ark., 2015).

2.5. Ortodontik Tedavide Molar Distalizasyonu

Sınıf II maloklüzyonlar, üst çene ve/veya üst dental arkın ileride konumlanması, alt çene ve/veya alt dental arkın geride konumlanması gibi durumlardan biri veya kombinasyonları ile karakterizedirler. Çürük veya erken çekime bağlı olarak hem üst hemde alt çenede molarların meziale hareketi önemli yer kaybı nedenidir. Üst çenede alt çeneye göre daha fazla yer kaybı görülmektedir. Aynı zamanda ikinci süt moların erken kaybı da daha fazla yer kaybına neden olmaktadır. Üst çenedeki mezializasyon Sınıf II molar ilişkisi ile sonuçlanabilmektedir.

Son yıllarda ortodontik anomalilerin tedavilerinde çekimsiz tedaviye doğru bir eğilim olduğu göz önünde bulundurulduğunda; dişsel Sınıf II, iskeletsel Sınıf I veya Sınıf II malokluzyona sahip, alt dental arkın düzgün sıralandığı vakalarda tedavi eğilimi üst bukkal segmentin distalizasyonu şeklinde olmaktadır (Luppanapornlarp ve Johnston Jr, 1993).

Bacetti ve Franchi (2001) yaptıkları çalışmalardan birinde maksiller molar distalizasyonu endikasyonlarını şu şekilde sınıflandırmışlar:

a) İskeletsel problemler:

- Maksiller protrüzyon
- Mandibuler retrüzyonun eşlik ettiği maksiller protrüzyon

b) Dentoalveolar problemler:

- Üst dental arkın mezialde konumlanması
- Üst arka ark boyu/diş boyu uyumsuzluğu

c) Dental problemler:

- Maksiller birinci moların mezialde konumlanması (Bacetti ve Franchi, 2001).

Maksiller molar dişlerde distalizasyon sağlamak için günümüze kadar bir çok yöntem geliştirilmiştir. Bu metodların en eski ve yaygın olanı, ağız dışı kuvvetleri molar dişlere ileten headgearlerdir (Kingsley, 1880). Headgearler hedeflenen amaca en kolay ve kısa sürede ulaşabilecek potansiyele sahip olsalar da hitap ettikleri yaş grubunun sıklıkla ergenlik çağındaki bireyler olması nedeniyle kullanımında kooperasyon güçlüğü çekilmektedir. Headgearlere bağlı olarak gelişen kullanım güçlüğü ve estetik kaygı, molar distalizasyonu hedeflenen tedavi planlamalarını çoğunlukla sonuçsuz bırakabilmektedir (Cureton, 1994; Raineri, 1994). Bunun

yanısıra, bu tür ağız dışı komponenti olan aygıtların sebebiyet verebileceği komplikasyonlar, yaralanmalar ve alerjik reaksiyonlar da (Berg, 1974; Brezniak ve ark., 1998; Chaushu ve ark., 1997; Dickson, 1983; Greig, 1983; Rebholz ve Rakosi, 1977; Seel, 1980) araştırmacıları hastaların daha kolay benimseyebileceği ve kullanabileceği yeni yöntemlerin arayışı içine sokmuştur.

2.5.1. Ağız Dışı Kuvvetler ile Molar Distalizasyonu

Molar dişleri distal yönde hareket ettirmek amacıyla kullanılan en eski ve yaygın yöntem; ağız dışı aygıt uygulamalarıdır. İlk uygulamalardan sonra yaklaşık 50 yıl boyunca hemen hemen hiç kullanılmayan ağız dışı apareyler Oppenheim'in (1936) çalışmaları ile yeniden gündeme gelmiş ve rutin ortodontik tedavilerde yerini almıştır (Oppenheim, 1936). Günümüzde kullandığımız yüz arkını ve servikal tip headgear ilk defa uygulamaya sokan Kohlein (1947,1953) yaptığı çalışmalarda üst birinci molar dişin distalizasyonunda en çok kendi adıyla anılan servikal tip headgearlerin etkili olduğu belirtilmiştir (Kloehn, 1947; Kloehn, 1953). Araştırmacı ankrajın desteklenmesinde, üst birinci molar dişlerin distalizasyonunda ve üst kesici dişlerin retraksiyonunda headgearlerin başarılı olduğunu bildirmiştir. Headgearler, destek aldıkları bölgelere ve uyguladıkları kuvvetlerin yönlerine göre servikal, oksipital ve kombine headgear olarak adlandırılmaktadır. Ortodontide sıklıkla uygulanmakta olan bir şekli de boyun bölgesinden destek alınan servikal headgearlerdir (Proffit ve ark., 2018).

Servikal headgearler ile uygulanan kuvvet, yüz arkının dış kollarının uzunluğuna, iç ve dış kolların arasındaki açığa bağlı olarak molar dişler üzerinde farklı etkiler göstermektedir (Haas, 2000; Haydar ve Üner, 2000)

Ağız dışı apareyler ile dişsel ve iskeletsel Sınıf II vakaların tedavileri çekim yapılmaksızın başarılmaktadır. Bu apareylerin kullanımları yaygın ve avantajlı olmasına rağmen molarlarda distale devrilme ve rotasyona sebep olması, keserlerin linguale devrilmesi bu apareylerin oluşturduğu yan etkilerdendir (Samuels ve

Brezniak, 2014; Williams, 1995). Headgear ile çok şiddetli kuvvet uygulandığında, saç dökülmeleri, deri irritasyonu, ağız dışı ve ağız içi yaralanmalar, göz ve göz çevresi yumuşak doku yaralanmaları gibi komplikasyonlar oluştuğuna dair çalışmalara literatürde rastlanılmaktadır (Chaushu Chaushu ve ark., 1997; Holland ve ark., 1985; Samuels ve Brezniak, 2014). Ayrıca, bu tip aygıtlarla yapılan tedavilerin başarısı büyük ölçüde hasta kooperasyonuna bağlıdır. Hastalar, dış görünüşlerindeki olumsuz etkilerinden dolayı özellikle ağız dışı aygıt kullanımına zayıf uyum göstermektedirler. Ağız dışı aygıtlarla hasta kooperasyonunun bir problem olması, uyuma güçlüğü, boyun kaslarında gerilim ve ağrı, baş ağrısı, yaralanma ve benzeri çeşitli komplikasyon risklerinin bulunması ve artan hayat standartları, gelişen teknoloji kullanılarak ağız içinden uygulanan distalizasyon mekaniklerinin geliştirilmesine ve ortodontistlerin bu mekanikleri tercih etmelerine yol açmıştır.

2.5.2. Ağız İçi Kuvvetler ile Molar Distalizasyonu

Gelişen teknoloji ve artan hayat standartları ile, diş hekimliğinde de büyük aşamalar kaydedilmekte, yeni çağa ve hızına ayak uydurmak amacı ile hergün yepyeni buluşlar ve çalışmalar gündeme gelmektedir. Ortodonti alanında ise bu atılım kendini, hasta kooperasyonuna ihtiyaç göstermeyen veya kooperasyonu arttıran ve yaşam kalitesini çok kapsamlı bir ortodontik tedavi süresince dahi yüksek tutmayı amaçlayan ağız içi molar distalizasyon yöntemlerinde göstermektedir.

Ağız içi molar distalizasyon yöntemleri, intramaksiller ve intermaksiller yöntemler olarak iki grupta değerlendirilebilir. İntramaksiller ağız içi distalizasyon yöntemlerinde, molar distalizasyonu için gerekli olan ankraj üst ön bölge dental yapılarından, intermaksiller ağız içi distalizasyon yöntemlerinde ise alt çene dental yapılarından sağlanmaktadır. İntramaksiller yöntemler; itici mıknatıslar (Blechman ve Smiley, 1978) aktif transpalatal arklar (HOEVE, 1985) nitinol açık sarmal yaylar (Gianelly ve ark., 1991), hareketli apareyler (Jeckel ve Rakosi, 1991), Jones jig aygıtı (Jones ve White, 1992), pendulum aygıtı (Hilgers, 1992), K-loop arklar (Kalra, 1995), distal jet aygıtı (Carano, 1996) , lingual-palatal distalizasyon sistemleri (Carano ve

ark., 1996), intermaksiller yöntemler ise; kayan jigler (Tweed, 1966), 3D bimetrik maksiller distalizasyon arkları (Wilson ve Wilson, 1980), süperelastik teller (Locatelli, 1992), Begg intraoral distalizasyon arklarıdır (Henrikson, 1993).

2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stress Analizleri

Kuvvet analiz yöntemleri, bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (Veli, 2012). Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır:

1. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi
2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Gerilim Ölçerli Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Holografik İnterferometri Yöntemi
5. Termografik Kuvvet analizi
6. Radyoteleometri
7. Sonlu Elemanlar Yöntemi (Ulusoy ve Aydın, 2010).

2.6.1. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Kırılğan vernik, kuvvet dağılımı incelenecek modelin üzerine sürülüp fırımlandıktan sonra, model üzerine kuvvet uygulaması ile gerçekleştirilir. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde dik yönde uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar meydana gelir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (Sonugelen ve Artunç, 2002).

2.6.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemek için bu yöntemden yararlanır. Bu yöntemde karışık yapılar içinde oluşan mekanik içsel gerilmeler ışık taslakları haline dönüştürülerek, gözle görülebilir hale getirilir. Oral yapılar gibi çok karmaşık şekli olan yapıların, fotoelastik özellik gösteren materyal ile şekillendirilerek yüklenmesi durumunda, restoratif elemanların ürettiği stresler modelin her kesiminde gözlenebilir. Modelden kesitler alınır ve polariskopta incelendikten sonra fotoğrafları çekilir (Sonugelen ve Artunç, 2002).

2.6.3. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi

Gerilim ölçer, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini saptayan bir araçtır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip olan şekilleri mevcuttur. Bu yöntem, kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yardımıyla stres altındaki boyutsal değişiklikleri inceler (Ulusoy ve Aydın, 2010).

2.6.4. Holografik İnterferometri Yöntemi

Lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Bu yöntemle yapılan kuvvet analizinde, ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçen interferometri denilen bir alet kullanılır. Bu alet cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını, çıkardığı iki lazer ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde, holografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir (Sonugelen ve Artunç, 2002).

2.6.5. Termografik Kuvvet Analizi

Bir kuvvet karşısında materyalin içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesine olanak sağlayan bir yöntemdir. Dolayısı ile homojen materyallere uygulanan kuvvet yüklemelerinde oluşan streslerin toplamı ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişiklikleri, materyal üzerinde yoğunlaşan belirli noktalarda incelenebilir (Craig, 2002).

2.6.6. Radyotelemetri

Bu yöntem, bilgisayar donanımları ile herhangi bir materyalle bağlantısı olmadan verilerin iletimi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilim ölçerler, gerilim ölçer amplifieri, anten ve bir veri kaydedici kullanılır. Gerilim ölçer üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta, bu da radyo-elementlerin frekansını ayarlamakta ve etkilemektedir (Craig, 2002).

2.6.7. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi komplike mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemin temeli; sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (Tuna, 2010).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ilk defa 1960'ların başında havacılık ve uzay endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş ve o zamandan beri statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz ve akustik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır. Bu sayısal yaklaşım yöntemi her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa da bilgisayar

teknolojisindeki gelişmelere paralel bir şekilde dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur (Adıgüzel, 2010).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi temel olarak bir yapının çok sayıda sonlu elemana ayrılmasına ve bu elemanların karakteristikleri göz önünde tutularak yapının genel karakteristiğinin belirlenmesine dayanan bir matematiksel modelleme tekniğidir. Sonlu elemanlar yönteminin doğuş nedeni mühendislik uygulamalarında karşılaşılan zorluklar olmuştur. Mühendislik yapılarının tümü analitik formulasyona ya da her koşulda denenmeye uygun değildir. Dolayısıyla, yapıların çeşitli çalışma koşulları altındaki davranışlarını belirlemek de kolay olmamaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi ile modellenen yapı, sanki bir etki altındaymış gibi incelenebilmektedir. Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak havacılık endüstrisinde kullanılmış, zamanla tüm mühendislik uygulamalarında benimsenmiştir. Uçak, makine, gemi, inşaat, elektrik ve nükleer gibi mühendislik bilimlerindeki geniş kullanımının yanı sıra tıp ve mühendisliğin bir kesişimi olan biyomekanik uygulamalarda da sonlu elemanlar yöntemini içeren çalışmalar gün geçtikçe artan bir hızla yaygınlaşmaktadır (Yaman, 1995).

Karmaşık geometrik yapılar bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Düğüm noktaları, birbirleri ile köşe noktalarında birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemana bölünmüştür. Düğümler aracılığıyla, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır. Kuvvet dağılımı hesaplaması, yapının tamamı yerine, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılabilir. Böylece boyutları belirlenmiş bir modelde, yazılımlar ile belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan gerilimler (stress), gerinimler (strain) ve yer değiştirmeler (deplasman) ölçülebilmektedir (Adıgüzel, 2010; Gülay, 2010).

Sonlu elemanlar analiz yönteminde temel fikir, sürekli fonksiyonları, bölgesel sürekli fonksiyonlar (genellikle polinomlar) ile temsil etmektir. Bunun anlamı, bir

eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklük (ör: deplasmanın) değerinin, o elemanın düğümlerindeki değerler kullanılarak hesaplanmasıdır. Sistemi oluşturan her elemandaki deplasmanlar fonksiyonların lineer kombinasyonları olarak ele alınır ve bu kombinasyon komşu elemanlarda devam eder. Ana yapının veya sistemin potansiyel enerjisi, düğümlerin birleştiği elemanların potansiyel enerji toplamına eşittir (Yüzbaşıoğlu, 2006).

Bu analiz üç aşamada gerçekleşir. Birinci aşamada (pre-processing) kuvvet uygulanarak incelenecek yapı geometrik tanımlara uyacak şekilde bilgisayarda modellenir. Bu aşamadaki önemli iki nokta, sınır koşulları ve düğüm sayısıdır. Bu iki etmen ne kadar doğru belirlenir ve yapı ne kadar küçük elemanlara ayrılırsa analiz o kadar gerçeğe yakın sonuç verir. İkinci aşama, analiz verilerinin yüklenmesidir. Bu veriler elastisite modülü, Poisson oranı, düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin yönü, şiddeti ve açısıdır. Son aşama, analizin çözümlemesinin yapılmasıdır. Her bir alt yapının iç çözümlemesinden yapının tümünün çözümlemesine ulaşılarak sonuçlar elde edilir (Gülay, 2010).

2.7. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

2.7.1. Kuvvet

Kuvvet cisimler arasında itme ya da çekme biçimindeki etkileşimdir. Kuvvetler temas halindeki cisimler arasında olabileceği gibi belirli uzaklıktaki cisimler arasında da (kütle çekimi, elektromanyetizma gibi) olabilir. Kuvvet vektörel bir niceliktir, Newton (N) birimiyle ölçülen bir büyüklük ve bir yön ile ifade edilir (Caputo ve Standlee, 1987).

2.7.2. Stres (Gerilim)

Herhangi bir nesneye dışarıdan deforme edici bir kuvvet uygulandığı zaman, nesne içinde bu kuvvete karşı bir direnç oluşur. Oluşan bu içsel direnç uygulanan kuvvetle eşit büyüklükte ve ters yönde olup stres olarak adlandırılır. Birimi yaygın olarak Paskal'dır. Gerek uygulanan dış kuvvet gerekse içsel direnç nesnenin üzerinde belli bir alana yayılır, bu nedenle hem stres hem de dış basınç birim alana düşen kuvvet cinsinden gösterilir. Kısaca stres bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvet olarak tanımlanır ve 'S' ya da ' σ ' simgeleriyle gösterilir (McNeill, 1997).

Stres, aşağıdaki formülle hesaplanır;

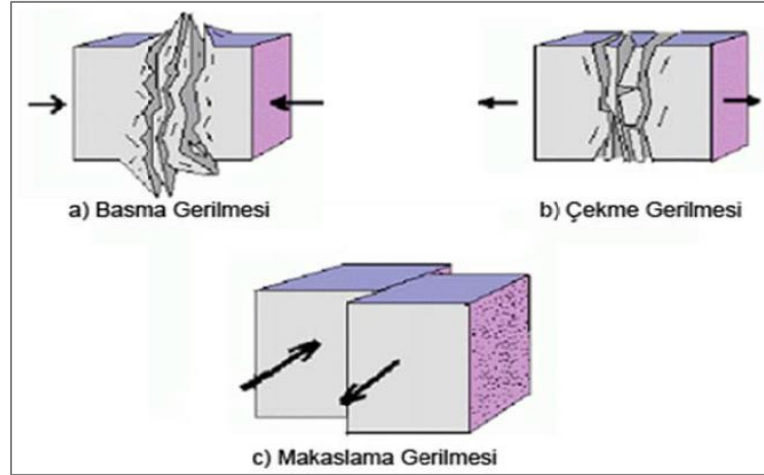
$$\text{Stres}(\sigma) = \text{Kuvvet}(F) / \text{Alan} = \text{N} / \text{mm}^2 = \text{MPa}$$

Cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden ve açıdan gelebilir. Bu etkiler çoğu zaman bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık gerilimlerin oluşmasına yol açar. Esas olarak üç temel stres tipi meydana gelmektedir:

Gerilme Stresi (tensile stress); cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur.

Sıkıştırma Stresi (compressive stress); cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.

Makaslama Stresi (shear stress); cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur (Craig, 1989) (Veli, 2012).



Şekil 2.15. a) Basma gerilmesi b) Çekme gerilmesi c) Makaslama gerilmesi.

Gerilme ve sıkıştırma streslerine normal stresler denir ve “ σ ” sembolü ile gösterilir. Makaslama stresleri ise “ τ ” simgesi ile gösterilir. Yaşamda cisimlere uygulanan streslerin tek tipte olması güçtür. Yük uygulanan cisimlerde gerilme, sıkıştırma ve makaslama streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stres durumları meydana gelmektedir (Ayalı, 2012).

2.7.3. Asal Stres (Principal Stress)

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (Principal stress) adını alır. Maksimum, orta (intermediate) ve minimum olmak üzere 3 tip asal gerilme vardır (Franklin, 1998; Veli, 2012).

Maksimum asal gerilme (maximum principle): Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder.

Minimum asal gerilme (minimum principle): Minimum asal gerilmeler negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.

Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif değerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir (Gümüş, 2007).

2.7.4. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stres)

Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılmaktadır. Von Mises gerilmesi "Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir" prensibi ile elde edilmiş bir kriterdir. Çekilebilir (ductile) özelliği olan maddeler için şekil değiştirmenin başlama anıdır. Von Mises gerilme değerleri ayrıca gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilmektedir (O'Brien, 1997; Veli, 2012).

2.7.5. Gerinim (Strain)

Gerinim, cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan kuvvet gerilim oluşturduğunda, aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır. Gerinim atomların yer değiştirme miktarı olarak da ifade edilebilir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme direnci gerinimdir. Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise sadece bir büyüklüktür. Hooke Kanunu, belli sınırlar içinde cisimdeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür (O'Brien, 1997; Franklin, 1998; Ayalı, 2012).

$Strain(\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orjinal Uzunluk} = \Delta L / L_0$ olarak formüle edilir.

Cisimler kuvvet uygulaması sonucu iki farklı biçimde şekil değiştirmektedirler (Veli, 2012);

- *Elastik şekil değiştirme:* Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmesidir.
- *Plastik şekil değiştirme:* Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmemesidir.

2.7.6. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

En basit ifadeyle gerilimin gerinime oranı olan elastiklik modülü, cismin elastikiyet sınırları içerisinde dayanıklılığını gösteren bir katsayıdır. Elastiklik modülü arttıkça cismin katılığı da aynı oranda artış göstermektedir. Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvet altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır (Şeker, 2011).

$$\text{Elastisite Modülü (E)} = \text{Gerilim } (\sigma) / \text{Gerinim } (\epsilon)$$

2.7.7. Poisson Oranı

Çekme veya basma kuvvetleri altında cisimlerin, elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Örnek olarak bir cisme uygulanan çekme kuvveti etki sonucu yükün geldiği yönde boyda uzama olurken, yüke dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması olmaktadır (Franklin, 1998; Şeker, 2011).

$$\text{Poisson Oranı (V)} = \text{Lateral Strain} / \text{Axial Strain}$$

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

2.7.8. Oransal Sınır (Proportional Limit)

Oransal sınır, gerilimin gerilmeye oransal değerinin değişmeden stabil kalabildiği maksimum gerilim olarak ifade edilir. Oransal sınır değerinin altında uygulanan kuvvetler materyalde daimî deformasyona sebep olmaz ve kuvvet kalkınca materyal ilk formuna döner (Şeker, 2011).

➤ Elastik Limit

Elastik limit, kalıcı deformasyon olmaksızın bir materyalin mukavemet gösterebileceği maksimum gerilim olarak ifade edilir (Şeker, 2011).

➤ Homojen Cisim

Cisim içerisinde elastik özelliklerin her noktada aynı olduğu cisimlerdir (Moaveni, 2003).

➤ Lineer Elastik Cisim

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da yumuşak dokuda oldukça küçüktür ve bu sınırın ötesinde ciddi hesaplama yanlışları ortaya çıkar (Hancı ve ark., 2000).

2.7.9. İzotropi ve Anizotropi

İzotropi, bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu oluşan çekme,

basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler (Hughes, 1987).

2.7.10. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, düğüm olarak adlandırılan özel noktadaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilmektedir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir ve bu denklemlerin çözümü, sistemin gerçeğe yakın davranışını verir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir. Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar (Geng ve ark., 2001; Moaveni, 2003).

2.7.11. Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölünmesiyle oluşan sonlu sayıda eleman belli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar analizinde bu düğüm noktalarının belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gereklidir (Geng ve ark., 2001).

2.7.12. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Ağ yapısı ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Ağ üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapabildiği gibi kullanıcıya da ağ üretme imkânı tanımaktadır. Ağ yapısı oluşturmada genellikle kendi içinde büyük değişime sahip olan ya da olduğu tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Önemli olan modelin en iyi şekilde nasıl daha küçük parçalara

bölüneceğidir. Ağ yapısı oluşturma işleminden sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı arttırılarak, eleman tipi değiştirilerek, ağ üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden ağ oluşturularak çözüm tekrarlanabilir (Adıgüzel, 2010; Ayalı, 2012).

2.7.13. Sınır şartları (Boundary Conditions)

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (Adıgüzel, 2010; Ayalı, 2012).

2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analizi ile Yapılan Çalışmalar

Ortodontide sonlu elemanlar analizi yöntemi; ortodontik kuvvetlerin dişler, periodontal ligamanlar ve alveol kemiğine olan etkilerinin değerlendirilmesinde (Mestrovic 2003; Cattano, 2005; Nakajima, 2007), ortodontik diş hareketlerine neden olan farklı ortodontik apareylerin biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde (Tanne 1987; Cattano 2005), farklı ortopedik kuvvetler uygulayan apareylerin kraniyofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde (Holberg 2008), hızlı üst çene genişletmesi için kullanılan apareylerin kraniyofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde (Holberg 2006) ve ankraj amacıyla kullanılan mini vidaların etrafında oluşan gerilmelerin değerlendirilmesinde (Wakabayashi, 2008) kullanılmıştır.

Wright ve ark. (1979), üst orta kesici diş ortodontik kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme ve gerinimleri üç boyutlu olarak incelemişler ve sonuçları kemiğin biyolojik apozisyon-rezorbsiyon süreçleri ile karşılaştırmışlardır.

İşeri ve ark. (1998), hızlı üst çene genişletmesinin kraniyofasiyal yapılar üzerindeki etkilerini üç boyutlu olarak incelemek için sonlu elemanlar analizini kullanmışlardır. Çalışmaya göre maksillanın 5mm genişletilmesinden sonra yer değiştirme miktarı incelendiğinde maksillanın 1.3 ve 5 mm.'lik genişletmelerinde paralele çok yakın bir açılmanın meydana geldiği, açılmanın en fazla dentoalveoler bölgede gözleendiği ve süperiora doğru azaldığı, en fazla stresin ise kanin ve molar bölgede oluştuğu bildirilmiştir.

Gomez ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar analizi kullanılarak şeffaf plaklar ve kompozit ataşmanlar ile paralel hareket sırasındaki kuvvet sistemlerini incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda paralel hareket için ataşman kullanımına ihtiyaç duyulduğu ve ataşman kullanılmadığında istenmeyen hareketler oluşabileceği belirtilmiştir (Gomez ve ark., 2015).

Kim ve ark. (2020) sonlu elemanlar analizi kullanarak şeffaf plaklarla tedavi edilen hastalarda mandibular kanin dişlerde kullanılan ataşmanların optimal pozisyonunu tespit etmek için bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda yüksek temas alanının istenen stres dağılımını oluşturmada önemli olduğunu, silindir şekilli ataşmanların kullanımının istenen stres dağılımını sağladığını, ayrıca kanin dişlerin lingualine eklenen ataşmanın bukkal yüzeye eklenenlere göre tork kontrolünün daha iyi olduğu ve hedeflenen hareketleri daha iyi yapabildiğini tespit etmiştir (Kim ve ark., 2020).

Rossini ve ark. (2020) yılında yaptığı bir çalışmada, şeffaf plaklarla üst ikinci molar dişin distalizasyonunu sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. İkinci azı dişlerin gövdesel distalizasyonunda ataşman kullanımının zorunlu olduğu, ataşmanların ankraj arttırmak ve distalize etmek için aktif üniteler olduğunu ve ayrıca kaninden üst ikinci molara kadar tüm dişlerin ataşmanlı olduğunda sınıf II hastalarda yapılan distalizasyonu gerçekleştirmede en etkin yol olduğunu bildirmişlerdir (Rossini Schiaffino ve ark., 2020)

Cortona ve ark. (2019) şeffaf plakla yapılan ortodontik tedavilerde, mandibular yuvarlak şekilli dişlerin rotasyonunu, sonlu elemanlı analizi ile incelendiği bir çalışma yapmışlardır. Tüm mandibula üç boyutlu olarak tasarlanmış ve 45 nolu diş 30° rotasyonlu olacak şekilde model oluşturulmuştur. Ataşmansız, sadece 45 nolu dişe yerleştirilen tek ataşman ve 44-46 arası ataşmanlı grup olmak üzere üç grup oluşturmuştur. Çalışmanın sonunda en etkili grubun tek ataşmanlı 1,2° aktivasyonlu grup olduğunu tespit etmişlerdir (Cortona ve ark., 2020).

Jiang ve ark. (2020) yılında yaptıkları üç boyutlu sonlu eleman analizi çalışmasında, şeffaf plak tedavileri ile maksiller keser retraksiyon protokollerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, şeffaf hizalayıcılar üzerinde intrüzyon yer değiştirmesinin dahil edilmesinin kesici diş retraksiyon için lingual kök hareketi eğilimine yol açtığını tespit etmişlerdir (Jiang ve ark., 2020).

Seo ve ark. (2021) yaptığı çalışmada, farklı şeffaf plak kalınlıklarının pdl deki gerilmeye ve rotasyon merkezine etkisini sonlu elemanlar analizi kullanarak incelemişlerdir. 0.5mm kalınlığındaki şeffaf plaklarda, 0.75 mm kalınlığındaki plaklara göre dişler üzerinde nispeten daha az yük olduğu belirtmişlerdir (Seo ve ark., 2021).

Goto ve ark. (2017) sonlu elemanlar analizinden faydalanılarak, ataşman çeşitlerinin şeffaf plak tedavisinde çekme ve devrilme hareketi üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, sonlu eleman analizleri ile yapılan hesaplama sonuçları, ataşmanların şekli ve konumunun çekme kuvveti ve devrilme momenti üzerinde etkisi olmadığını göstermiştir (Goto ve ark., 2017).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında şeffaf plaklarla tedavi edilen sınıf II vakalarda birinci molar dişler üzerinde farklı açılarda yerleştirilmiş ataşman konfigürasyonları ile yapılan molar distalizasyonu sırasında oluşan deplasman miktarları, kuvvet ve stres dağılımları sonlu elemanlar metodu kullanılarak incelenmiştir.

Çalışmamız Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 17.03.21 tarihli 36290600/25/2021 protokol numarası ile onaylandı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı ve Tinus Technologies Ltd. Şti tarafından, Orthero Şeffaf Plak firmasının proje desteği ile gerçekleştirilmiştir. (Şeffaf Aparey Ortodonti ve Elektronik San. Tic. Aş., İstanbul, Türkiye)

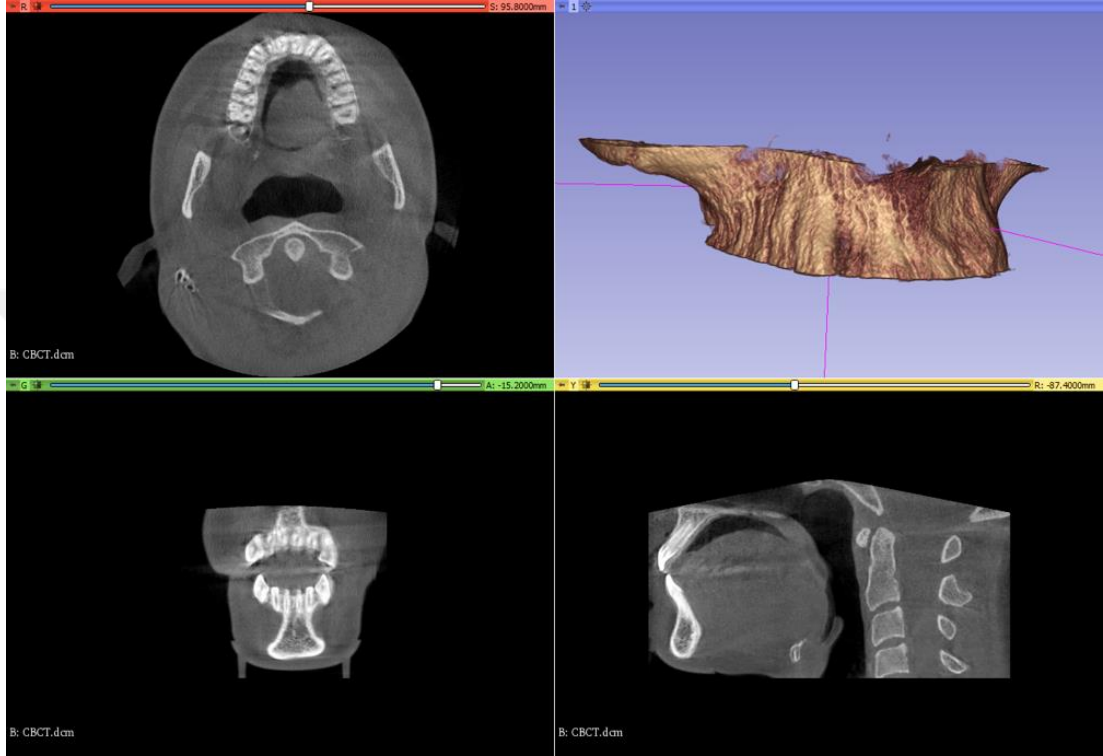
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışmamızda kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı arşivinde kayıtlı olarak bulunan, herhangi bir kraniofasial anomalisi bulunmayan erişkin bir hastaya ait konik ışınli bilgisayarlı tomografi verileri kullanılmıştır.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ

örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.



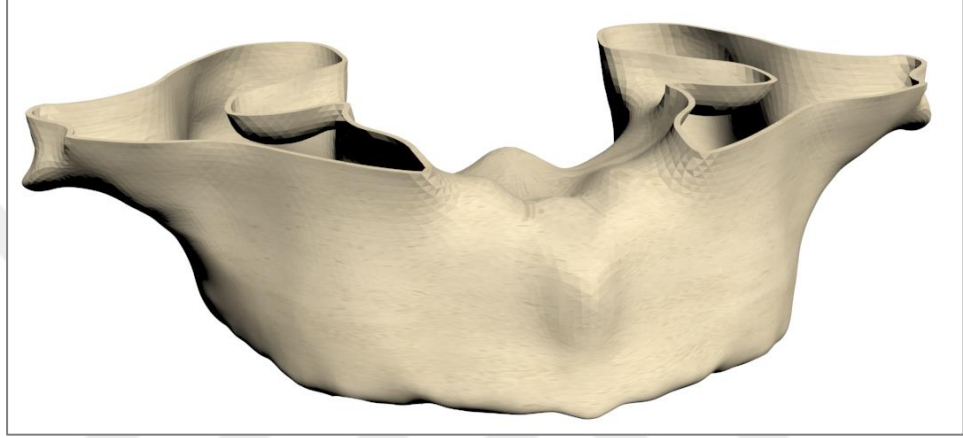
Şekil 3.1. Tomografi verisinden .stl Model elde edilmesi.

3.2. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Periodontal Ligament ve Dişlerin Modellenmesi

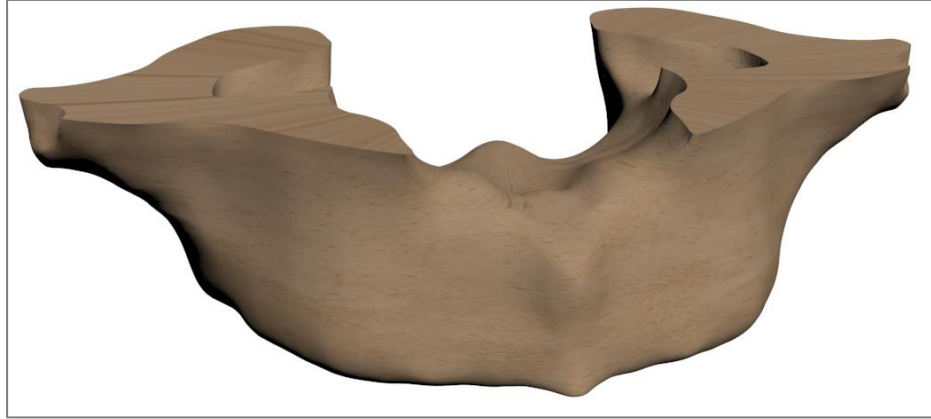
Çalışmada kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için; erişkin bir bireyin tomografisi çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun maksilla alveolar kemik ve diş geometrisi modellenmiştir. Dişlerin dış yüzeyi referans alınarak 0.2 mm kalınlığında periodontal ligamentler modellenmiştir.

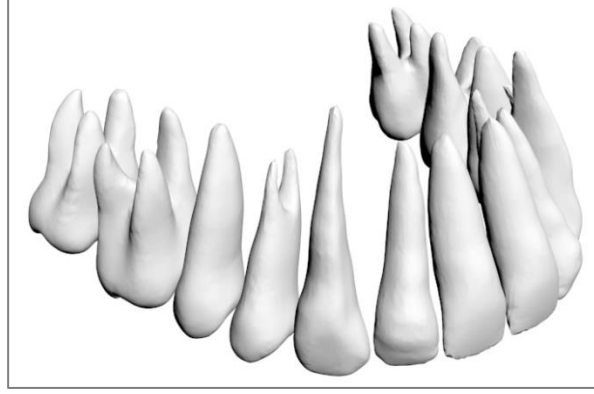
Hazırlanan tüm modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



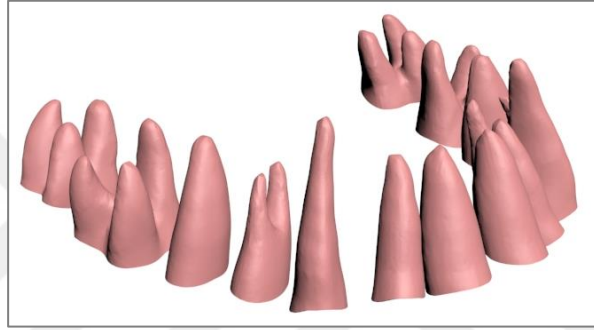
Şekil 3.2. Maksilla kortikal kemiğin modellenmesi.



Şekil 3.3. Maksilla trabeküler kemiğin modellenmesi.



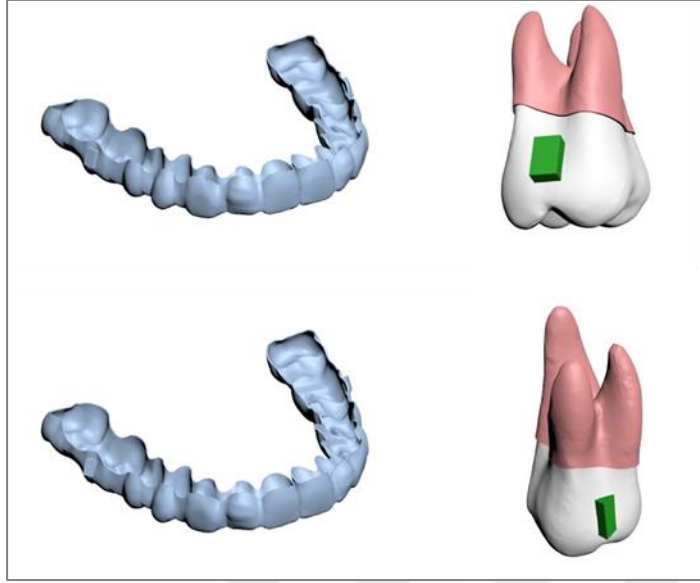
Şekil 3.4. Maksillar dişlerin modellenmesi.



Şekil 3.5. Periodontal ligamentin modellenmesi.

3.3. Şeffaf Plaklar ve Ataşmanların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

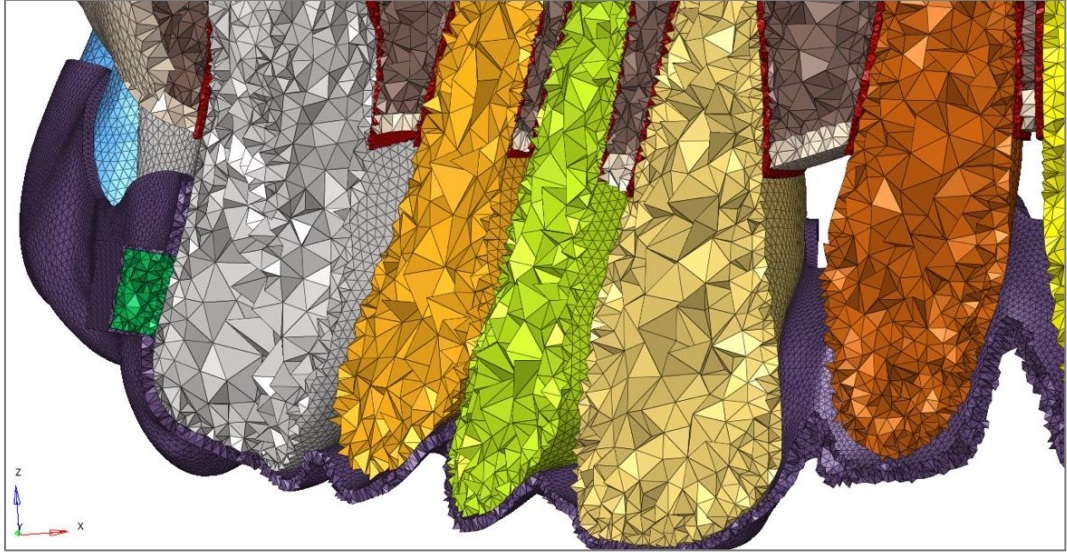
Çalışmada kullanılan 0.3 mm kalınlığındaki şeffaf plaklar ve ataşmanlar ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.6. Şeffaf plaklar ve ataşmanların modellenmesi.

3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.



Şekil 3.7. Matematiksel modellerin elde edilmesi.

3.5. Malzeme Tanımları

Çizelge 3.1. Malzeme özellikleri.

| Malzeme | Elastik Modül [MPa] | Poisson Oranı |
|------------------|---------------------|---------------|
| Trabekuler Kemik | 1370 | 0.3 |
| Kortikal Kemik | 13700 | 0.3 |
| Mine | 19600 | 0.3 |
| Kompozit Ataşman | 12500 | 0.36 |
| Alligner | 528 | 0.36 |
| PDL | 0.69 | 0.45 |

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır.

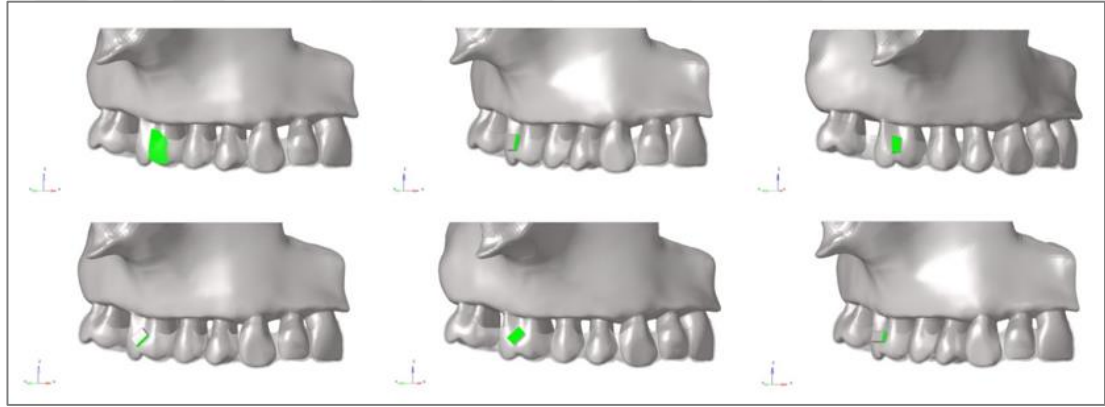
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Ataşmanlı modeller için molar diş bölgesinde bulunan ataşmanların mesial (aktif) yüzeyinden, ataşmansız model için molar dişin mesial bölgesindeki plağın dış

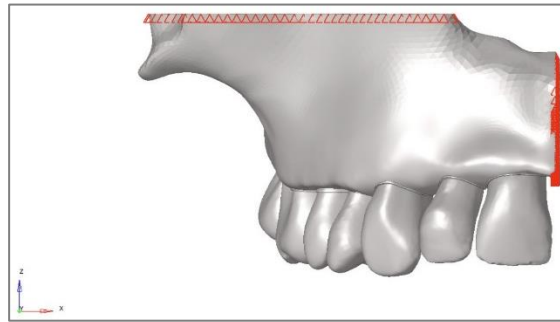
yüzeyinden 0.25 mm yer değiştirmeyi simüle eden distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Belirtilen yükleme koşulları altında altı ana modelde toplam altı analiz nonlineer olarak çözdürölmüştür.

Modeller kortikal kemiğin üst bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenlerdeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Modelde bulunan bütün parçalara; X ekseninde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır.



şekil 3.8. Yükleme senaryoları.



şekil 3.9. Sınır koşulları.

Çalışmamızda şeffaf plaklar ile 1. molar distalizasyonu elde edebilmek amacıyla 6 farklı senaryo tipinde, 0.25 mm'lik distal yönlü lineer kuvvet simüle edilmiştir.

1. Senaryo: Ataşman olmadan üst birinci molar distalizasyonu
2. Senaryo: Vertikal dikdörtgen ataşman ile kombine üst birinci molar distalizasyonu (Genişlik: 2 mm, Yükseklik: 3 mm, Kalınlık: Merkezde 1 mm)
3. Senaryo: Vertikal dikdörtgen ataşmana bevel eklenerek oluşturulan ataşman ile kombine üst birinci molar distalizasyonu (Genişlik: 2 mm, Yükseklik: 3 mm, Mezial kalınlık: 0,25 mm, Distal kalınlık: 1,25 mm)
4. Senaryo: 45 derece açılı yerleştirilmiş dikdörtgen ataşman ile kombine üst birinci molar distalizasyonu (Genişlik: 2 mm, Yükseklik: 3 mm, Kalınlık: Merkezde 1 mm)
5. Senaryo: 45 derece açılı yerleştirilmiş dikdörtgen ataşmana bevel eklenerek oluşturulan ataşman ile kombine üst birinci molar distalizasyonu (Genişlik: 2 mm, Yükseklik: 3 mm, Mezial kalınlık: 0,25 mm, Distal kalınlık: 1,25 mm)
6. Senaryo: 90 derece açılı yerleştirilmiş dikdörtgen ataşman (horizontal ataşman) ile kombine üst birinci molar distalizasyonu (Genişlik: 2 mm, Yükseklik: 3 mm Kalınlık: Merkezde 1 mm)

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan üç farklı analiz modeli için bilgiler tablolarda paylaşılmıştır.

Çizelge 3.2. Kuantitatif model bilgileri.

| | Model - 1 | Model - 2 | Model - 3 |
|----------------------------|------------------|------------------|------------------|
| Total # of Nodes | 642922 | 640689 | 647549 |
| Total # of Elements | 2284709 | 2274021 | 2301583 |

| | Model - 4 | Model - 5 | Model - 6 |
|----------------------------|------------------|------------------|------------------|
| Total # of Nodes | 646758 | 646636 | 635342 |
| Total # of Elements | 2298393 | 2297199 | 2253017 |

3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçaların Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Aligner - Diş ara yüzlerinde $\mu=0.2$ katsayılı nonlinear sürtünme kontağı tanımlanmıştır.

Aligner - Ataşman, Diş - PDL, Diş - Ataşman, Kortikal&Trabeküler Kemik - PDL temas bölgeleri FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

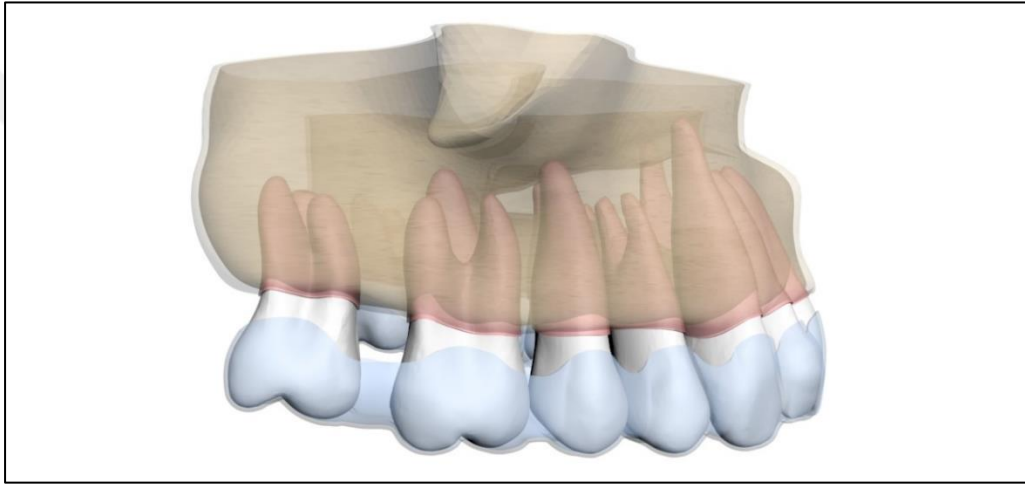
4. BULGULAR

Şeffaf plaklarla yapılan tedavilerde molar distalizasyonunun etkinliğinin incelenmesi için molar diş üzerine ataşmansız ve farklı açılarda yerleştirilmiş ataşmanlar uygulanarak dişte meydana gelen total yer değiştirme miktarı ile transversal, sagital, vertikal düzlemlerde meydana gelen yer değiştirme miktarları; periodontal ligamentte ve şeffaf plak üzerinde oluşan Von Mises stresleri, maksimum principle (Pmax) ve minimum principle (Pmin) stresler değerlendirilmiştir. X eksenini posterior segment dişler için bukkolingual yönü belirtirken, Y eksenini mesiodistal yönü belirtmekte, Z eksenini vertikal ekseninde oklüzogingival yönü temsil etmektedir. Yaptığımız çalışmada Pmin ve Pmax olarak belirtilen değerlerde negatif veriler kompresif stresin, pozitif veriler ise tensile stresin göstergesidir. Çalışmamızda kullandığımız sonlu elemanlar metodu ile karşılaştırdığımız değerler kuvvetin dişe plak aracılığıyla uygulanmaya başladığı ilk anda ölçülen değerleri temsil etmektedir.

Yaptığımız çalışmada yer değiştirme, Von mises stres, Maksimum asal gerilme ve Minimum asal gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeleri belirtmek adına renk skalası tanımlanmıştır. Bu renk skalasında Von mises streslerini belirten şekillerde kırmızı renkle gösterilen alanlar Von mises stresin en yoğun olduğu bölgeleri tanımlarken koyu mavi alanlar Von mises stres değerlerinin en düşük olduğu bölgeleri tanımlar. Maksimum asal gerilme değerinin (Pmax- maksimum çekme gerilmesi- maksimum tensile stres) gösterildiği şekillerde kırmızı renkle gösterilen alanlar tensile stres değerinin yoğunlaştığı alanları ifade eder. Minimum asal gerilme (Pmin-maksimum kompresif stres- maksimum sıkışma-) değerinin gösterildiği şekillerde ise koyu mavi ile gösterilen alanlar kompresif streslerin yoğunlaştığı yeri göstermektedir. Transversal, sagital ve vertikal yönde hareket miktarlarını ifade eden şekillerde kırmızı renk ile belirtilen bölgeler bulunduğu ekseninde en fazla yer değişiminin gerçekleştiği alanları, koyu mavi ile gösterilen alanlar ise incelenen yöne zıt yöndeki en fazla yer değişimini ifade eden alanları belirtmektedir. Çalışmamızda Pmin, Pmax, Von Mises değerleri 'MPa' birimi ile yer değiştirme miktarları ise 'mm' cinsinden belirtilmiştir.

4.1. Birinci Senaryoya İlişkin Bulgular

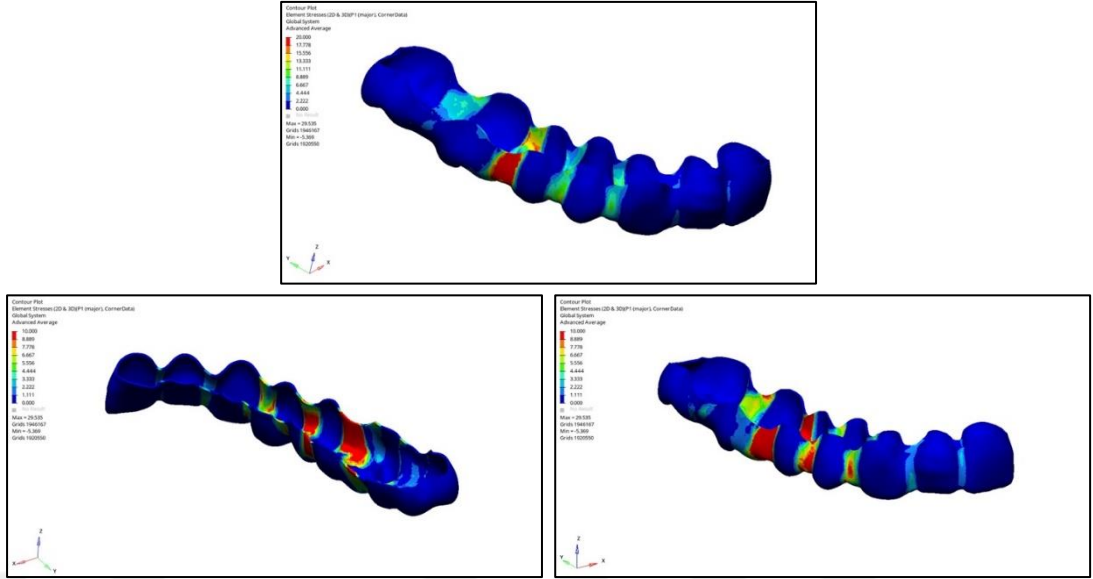
Oluşturulan birinci senaryoda sağ maksillar 1. Molar dişe 0.3 mm kalınlığında şeffaf plak ve diş yüzeyi boyunca molar distalizasyonu için 0.25 mm yer değiştirmeyi simüle eden lineer distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. 1. Molar dişin distalizasyonuna izin vermek için 2. Molar diş distalize edilmiş şekilde modeller hazırlanmış ve 1. Moların distalinde boşluk bırakılmıştır. Bu senaryoda birinci molar dişe herhangi bir ataşman eklenmemiştir.



Şekil 4.1. Birinci senaryoya ait sonlu elemanlar modeli.

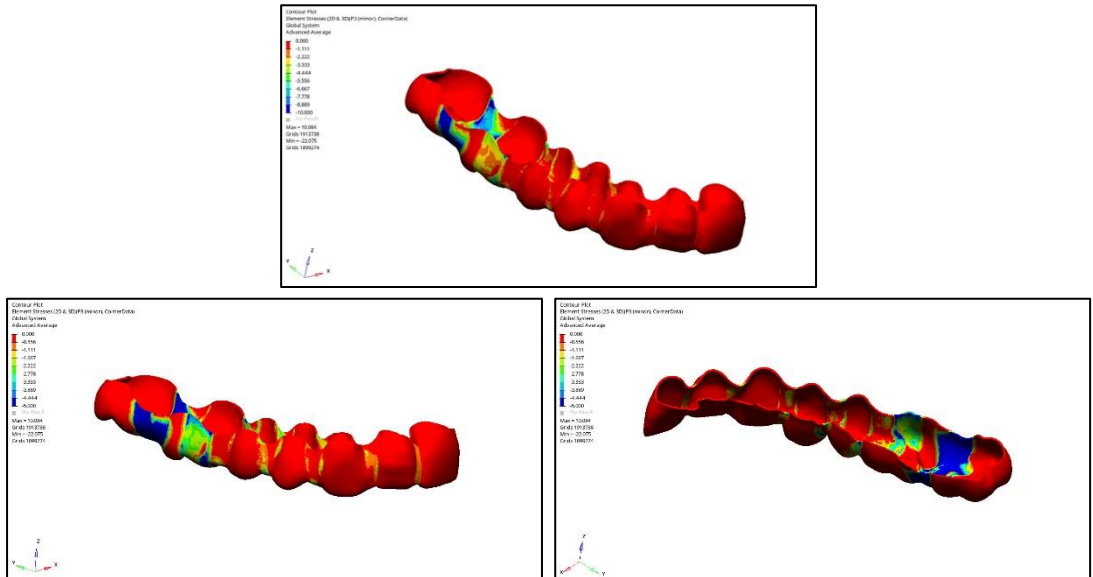
4.1.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular

Birinci senaryoda yapılan sonlu elemanlar analizi sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmax değerinin -5.36 ile 29.53 MPa değerleri arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek tensile stres (Pmax) değeri şeffaf plak üzerinde birinci molar ve komşuluğundaki ikinci premolar dişin kontakt noktası boyunca bukkal bölgede daha fazla olacak şekilde şeffaf plak yüzeyine karşılık gelen plak yüzeyinde 29.53 MPa olarak ölçülmüştür. Ayrıca posterior bölge dişlerinin bukkal kontakt noktalarına karşılık gelen şeffaf plak yüzeyinde de Pmax değerlerinde bir yoğunlaşma olduğu şekilde görülmektedir.



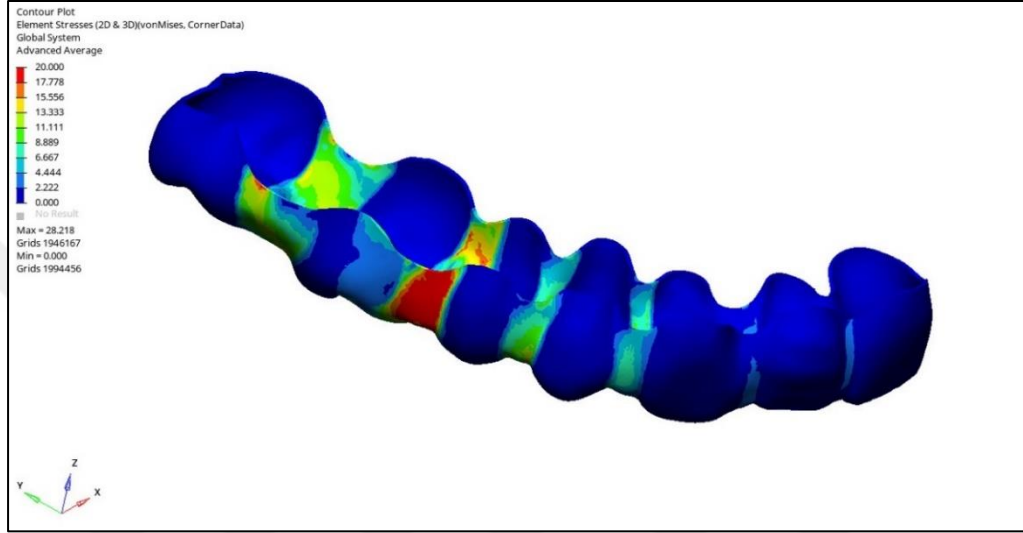
Şekil 4.2. Birinci senaryoda şeffaf plağa ait Pmax bulguları.

Analiz sonucuna göre Pmin değerleri değerlendirildiğinde 10.08 ile -22.07 MPa değerleri arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen minimum asal gerilmeler birinci molar dişin distal yüzeyi boyunca yayılmış ve distobukkal bölgede yoğunlaşmıştır. Ölçülen en yüksek kompresif stres değeri birinci molar dişin distobukkal bölgesinde ve -22.07 MPa'dır.



Şekil 4.3. Birinci senaryoda şeffaf plağa ait Pmin bulguları.

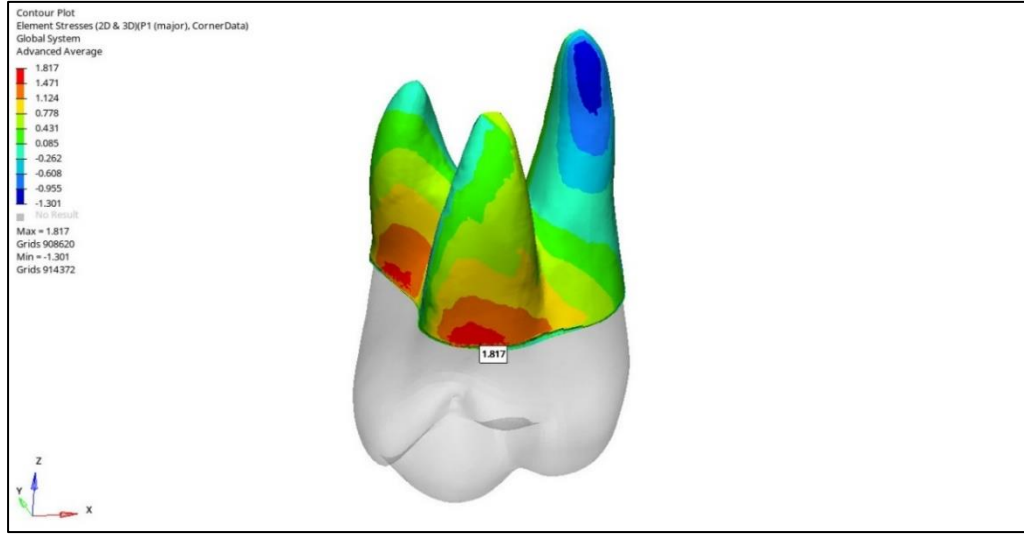
Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres dağılım değeri ise 0 ile 28.21 MPa arasında değişmektedir. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri, birinci molar dişin mesialinde premolar ile kontakt noktası boyunca yayılmış ve bukkalde yoğunlaşmıştır ve değeri 28.21 MPa'dır.



Şekil 4.4. Birinci senaryoya ait Von Mises stres dağılım bulguları.

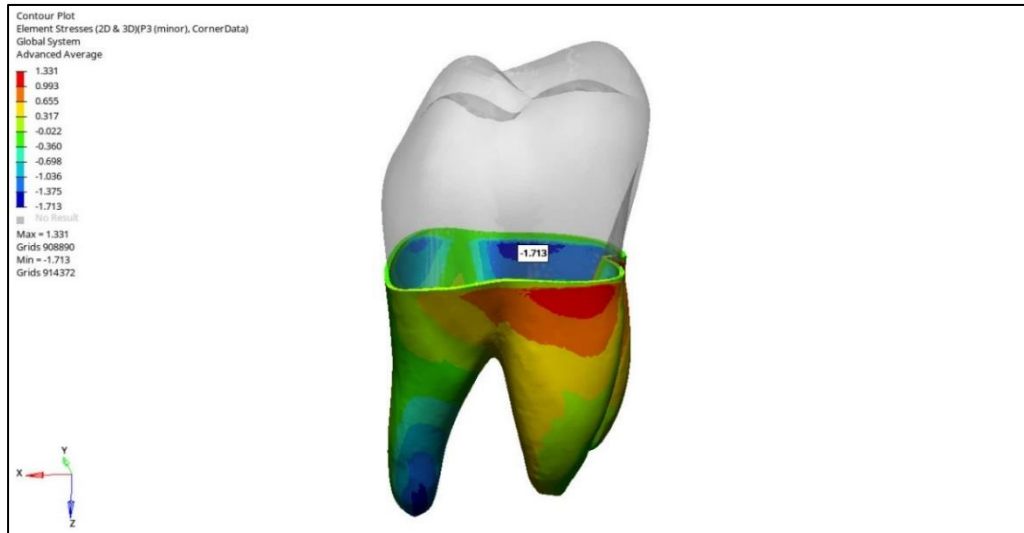
4.1.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular

Birinci senaryoda yapılan analiz sonucuna göre molar diş çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmax değeri -1.301 ile 1.817 MPa değerleri arasında değişiklik göstermektedir. Periodontal ligament üstünde ölçülen en yüksek tensile stres değeri, distalize edilen birinci molar dişin bukkal köklerinin köle bölgesinde mesial yüzde yoğunlaşmıştır ve değeri 1.817 MPa'dır.



Şekil 4.5. Birinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları.

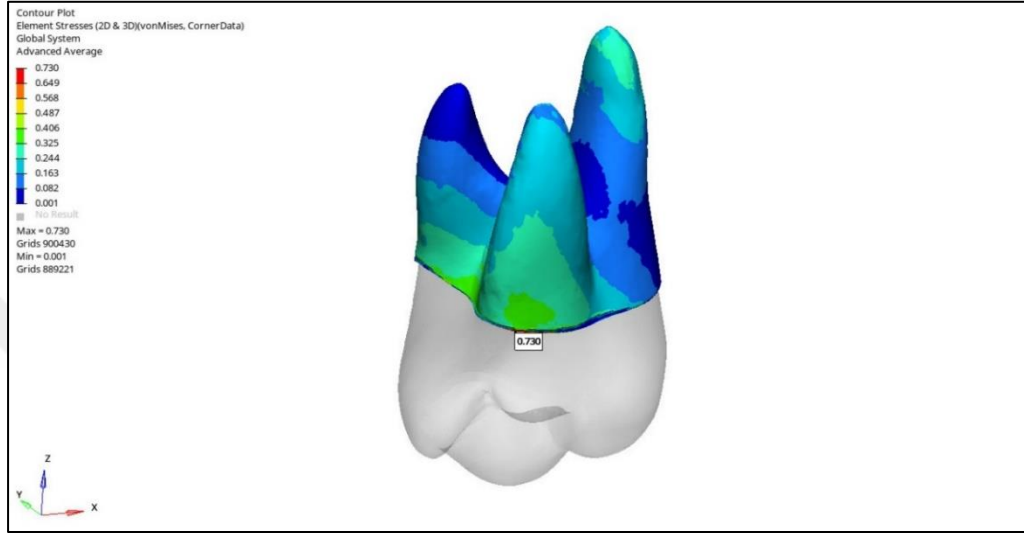
Analiz sonucunda maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligamente ait Pmin değeri -1.713 ile 1.331 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri maksillar birinci molar dişin distobukkal kökünün distal köle bölgesinde yoğunlaşmıştır ve değeri -1.713 MPa'dır.



Şekil 4.6. Birinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları.

Analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin periodontal ligament üzerinde meydana gelen Von Mises stres değeri 0 ile 0.730 MPa arasında değişim

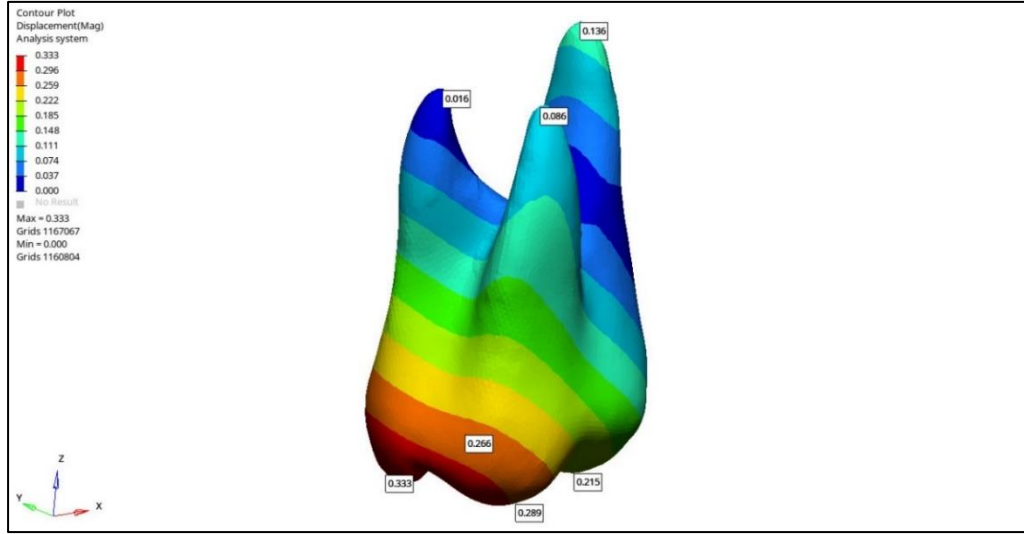
göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen Von Mises stres değerleri, distobukkal kök ucu, palatinal kökün orta üçlüsü ve mesiobukkal kökün kole bölgesinde yoğunlaşmıştır ve en yüksek değer distalize edilen maksillar birinci molar dişin mesiobukkal kökünün mesial kole bölgesinde 0.730 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.7. Birinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları.

4.1.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları

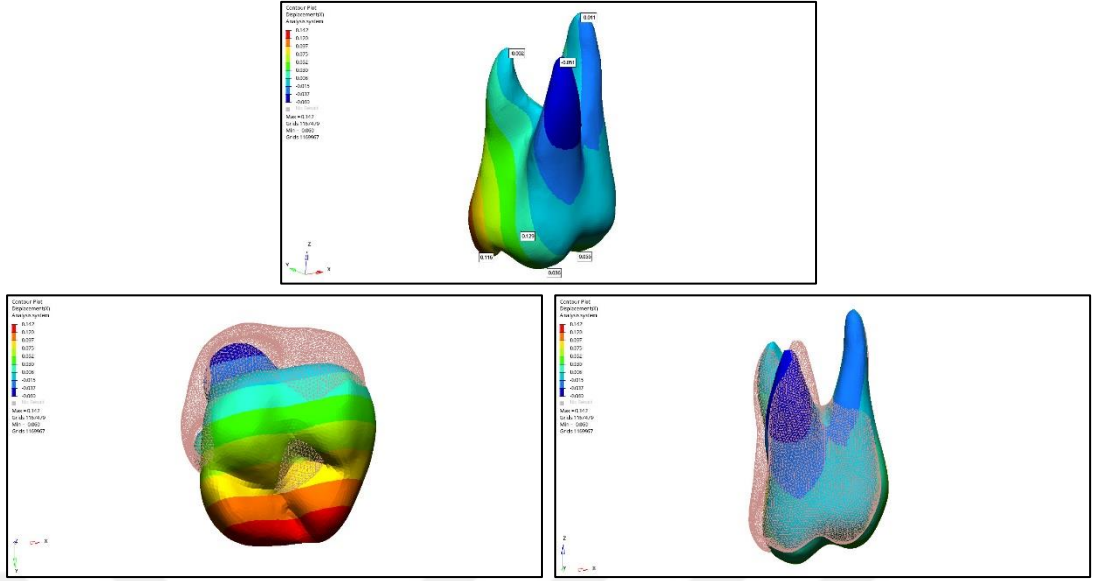
Birinci senaryoda yapılan analiz sonucu her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek maksillar birinci molar dişin kronunda en fazla yer değişimi 0.333 mm olarak distobukkal tüberkül tepesinde ölçülürken; kökte gerçekleşen en az yer değişimi distobukkal kök ucunda ve 0.016 mm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.8. Birinci senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksendeki bileşke yer değişimi miktarları.

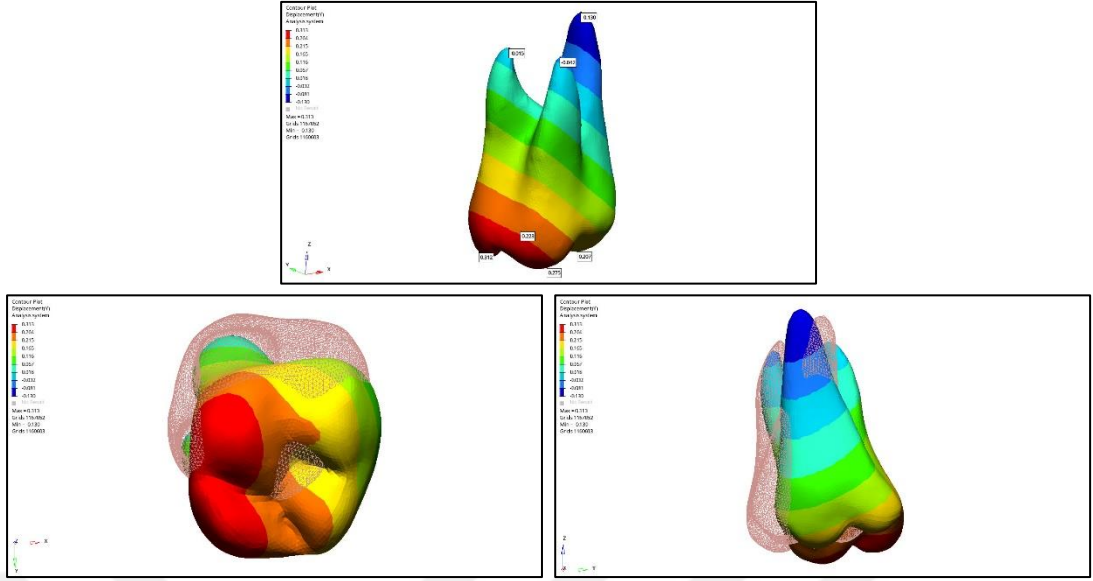
4.1.4. Maksillar Birinci Molar Dişe Ait Bulgular

Birinci senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun X ekseninde maksimum yer değiştirme miktarı 0.142 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değişimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.129 mm olarak ölçülmüştür. X ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değişimi -0.60 mm ölçülmüş ve her bir kök ucundan yapılan ölçümlerde en fazla yer değişimi mesiobukkal kök ucunda -0.51 mm olarak belirlenmiştir.



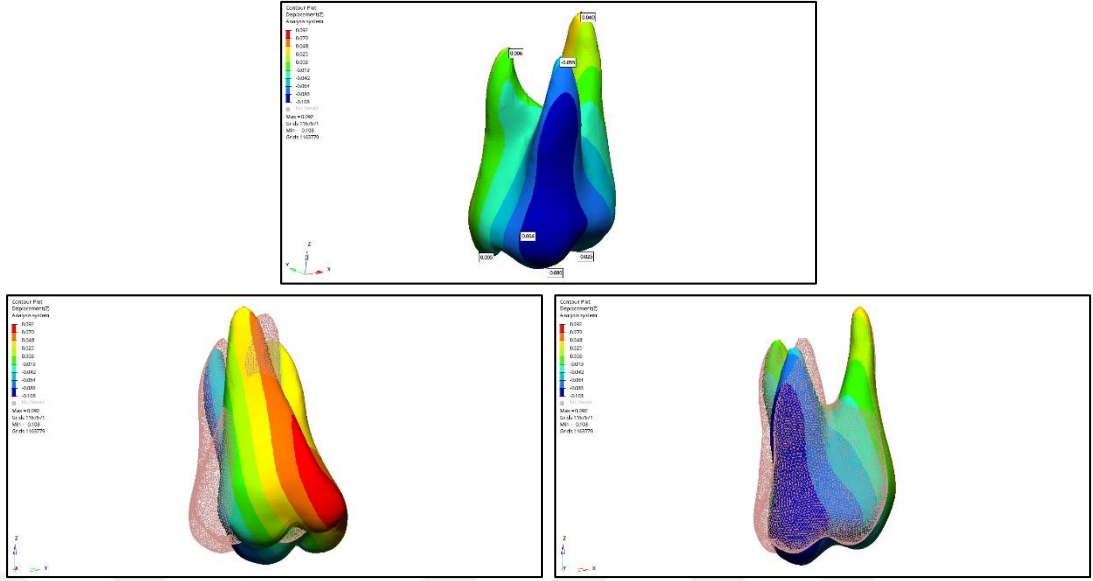
Şekil 4.9. a) Birinci senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) X eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değışiminin XZ ekseninden görünümü.

Birinci senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Y ekseninde maksimum yer değışirme miktarı 0.313 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distobukkal tüberkül tepesinde 0.312 mm ve bunu yakından takip eden mesiobukkal tüberkül ucunda 0.275 mm olarak ölçülmüştür. Y ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.130 mm değeriyle palatinal kök ucunda ölçülmüştür.



Şekil 4.10. a) Birinci senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değışik miktarları b) Y eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değışiminin YZ ekseninden görünümü.

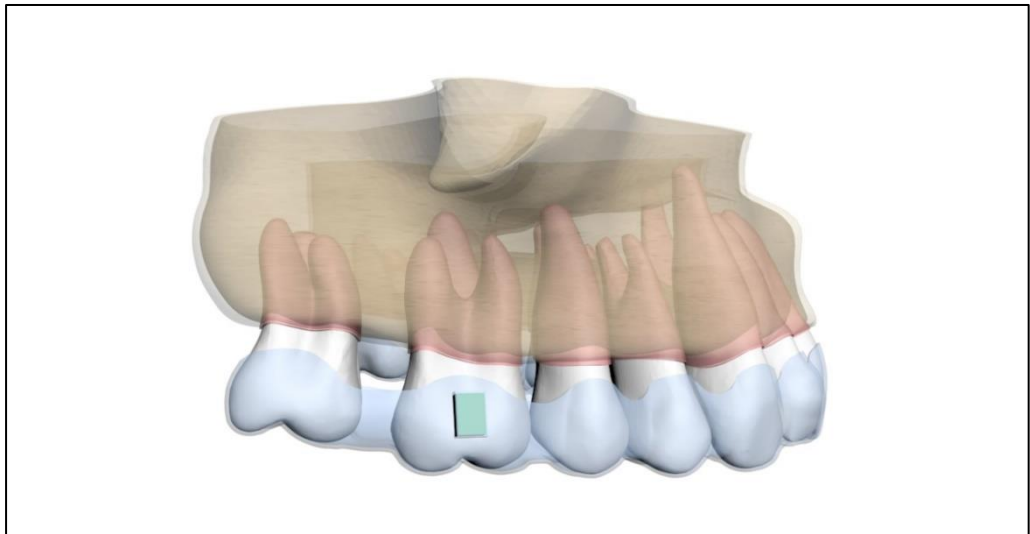
Birinci senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Z ekseninde maksimum yer değışirme miktarı 0.092 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.064 mm olarak ölçülmüştür. Z ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.108 mm ölçülmüş ve her bir kök ucundan yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi mesiobukkal kök ucunda -0.055 mm olarak belirlenmiştir.



Şekil 4.11. a) Birinci senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) Z eksenindeki yer değışiminin ZY ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değışiminin ZX ekseninden görünümü.

4.2. İkinci Senaryoya İlişkin Bulgular

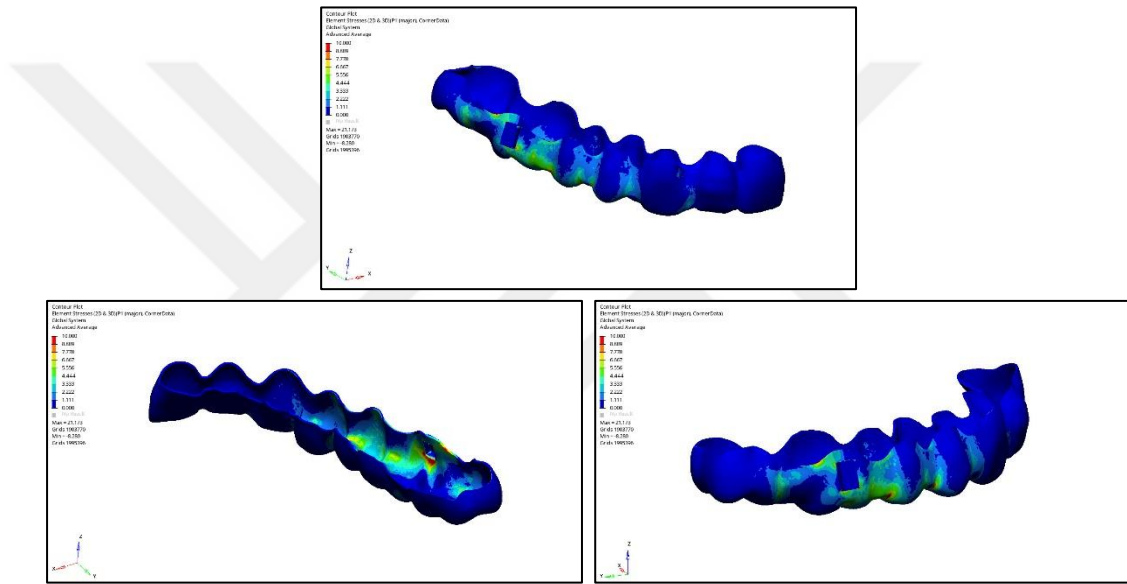
Çalışmamızda tasarlanan ikinci senaryoda 1. Molar dişe 0.3 mm kalınlığında şeffaf plak ve vertikal ataşman uygulanmıştır. Kuvvet vertikal dikdörtgen ataşmanın aktif yüzeyi boyunca, birinci molar dişin 0.25 mm distalizasyonunu sağlayacak şekilde lineer olarak simüle edilmiştir.



Şekil 4.12. İkinci senaryoya ait sonlu elemanlar modeli.

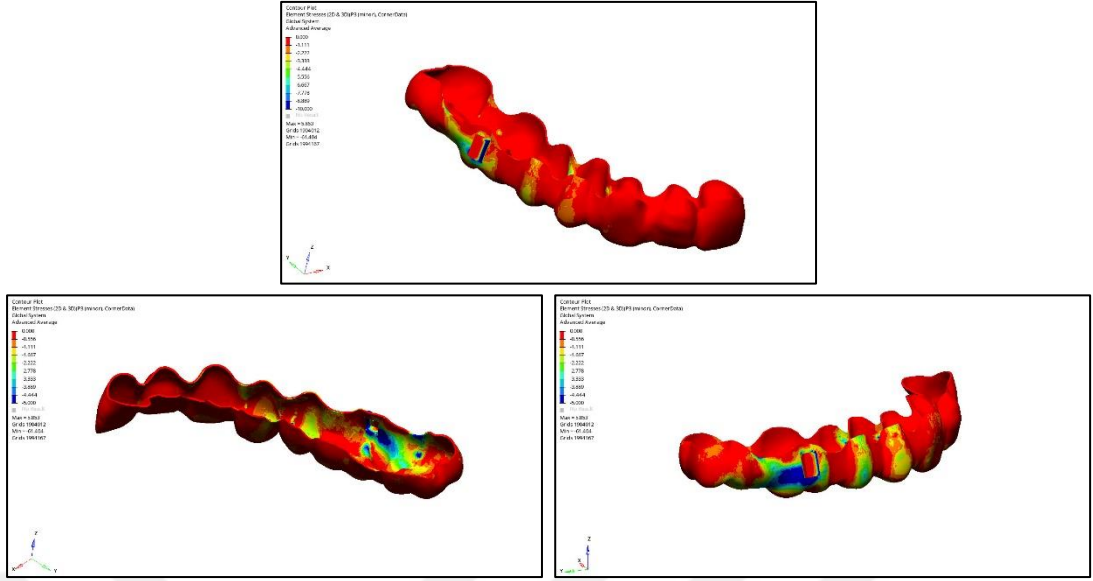
4.2.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular

İkinci senaryoda yapılan analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmax değerinin 21.17 ile -8.28 MPa değerleri arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri, distalize edilen birinci molar dişin üzerine yerleştirilen vertikal dikdörtgen ataşman etrafına denk gelen şeffaf plak yüzeyinde ve birinci molar diş ile ikinci premolar dişin kontakt noktasının oklüzale yakın şeffaf plak yüzeyinde yoğunlaşmıştır ve değeri 21.17 MPa'dır.



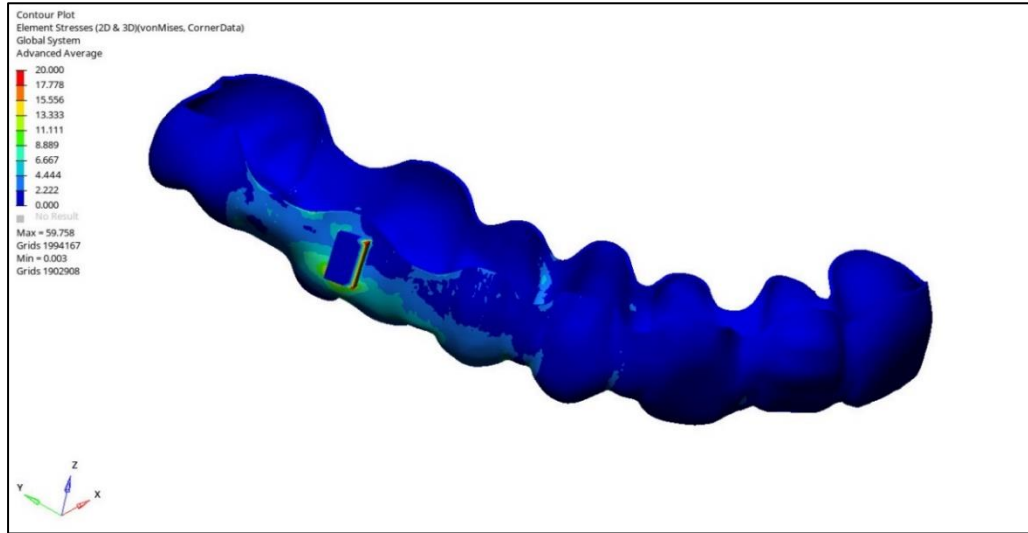
Şekil 4.13. İkinci senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları.

Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmin değerinin 5.8 ile -61.40 arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyi boyunca ölçülen en yüksek kompresif stres değeri, distalize edilen birinci molar dişe yerleştirilen vertikal ataşmanın mesial yüzeyinde ve birinci molar dişin distobukkal yüzeyinde yoğunlaşmış ve değeri -61.40 MPa'dır.



Şekil 4.14. İkinci senaryoya ait şeffaf plağa ait Pmin bulguları.

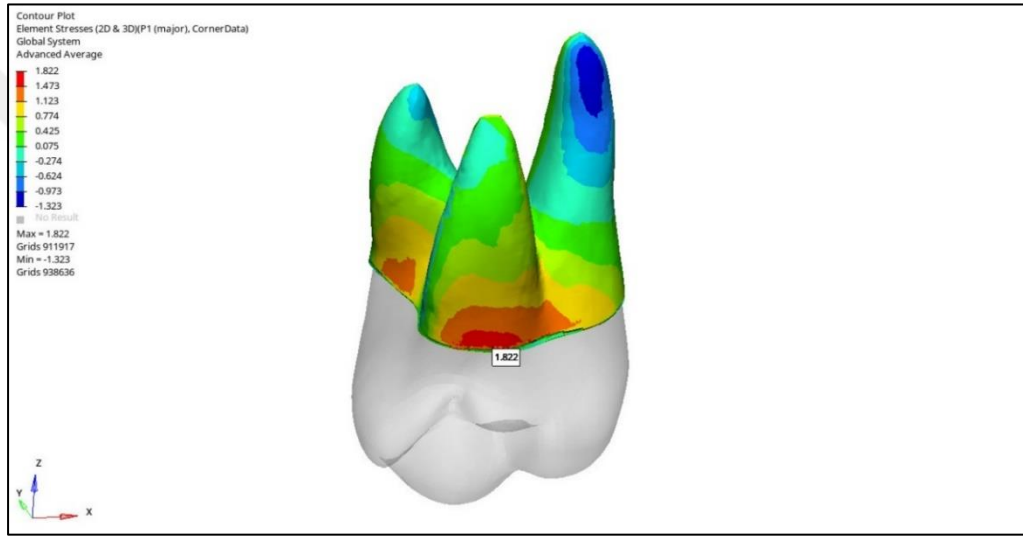
Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres dağılım değeri 59.75 ve 0 MPa arasında değişmektedir. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri, distalize dilen birinci molar diş üzerine yerleştirilen vertikal ataşmanın mesial aktif yüzeyinde en fazla olacak şekilde bu dişin bukkal yüzünde yoğunlaşmıştır ve maximum değeri 59.75 MPa'dır.



Şekil 4.15. İkinci senaryodaki şeffaf plağa ait Von Mises stres dağılım bulguları.

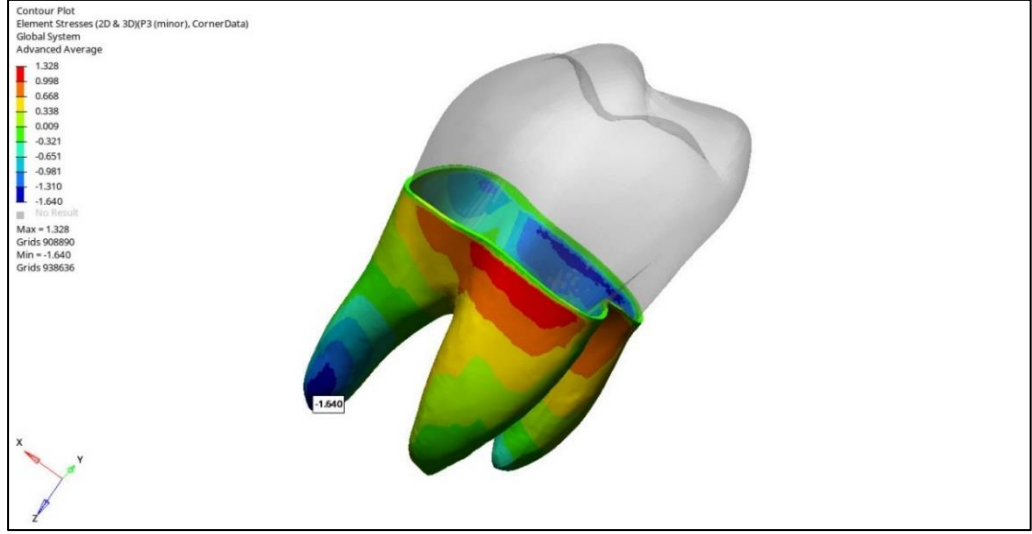
4.2.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular

İkinci senaryoda yapılan analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmax değeri 1.822 ile -1.323 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri olan Pmax distalize edilen birinci molar dişin bukkal köklerinin mesial kole bölgesinde yoğunlaşmıştır ve en yüksek mesiobukkal kökün mesial kole bölgesinde 1.822 MPa olarak ölçülmüştür.



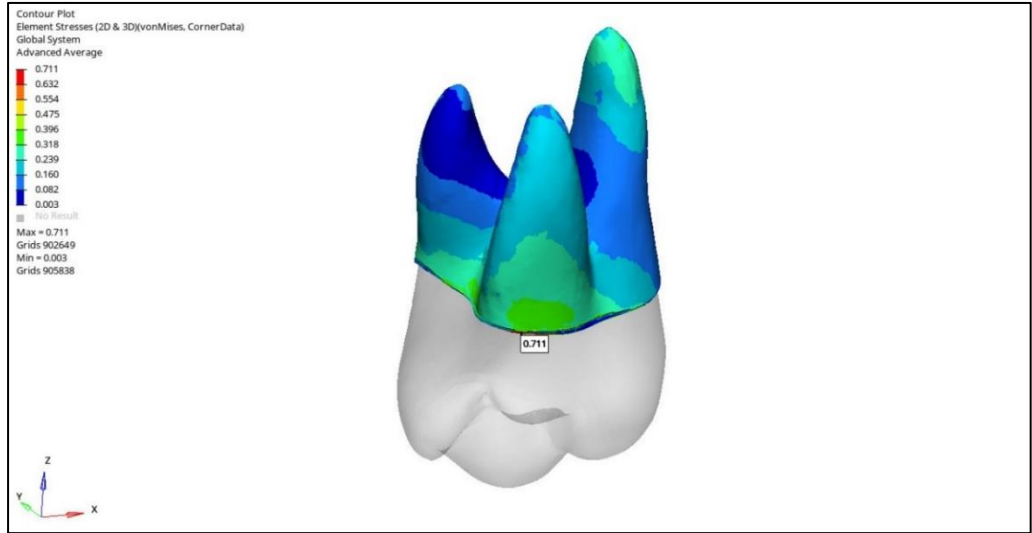
Şekil 4.16. İkinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları.

Analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin çevresinde periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmin değeri 1.328 ile -1.640 arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri, distalize edilen maksillar birinci molar dişin palatinal kök ucunda ve distal yüzde kole bölgesinde yoğunlaşmıştır ve en yüksek değer -1.640 MPa olarak palatinal kök ucunda ölçülmüştür.



Şekil 4.17. İkinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları.

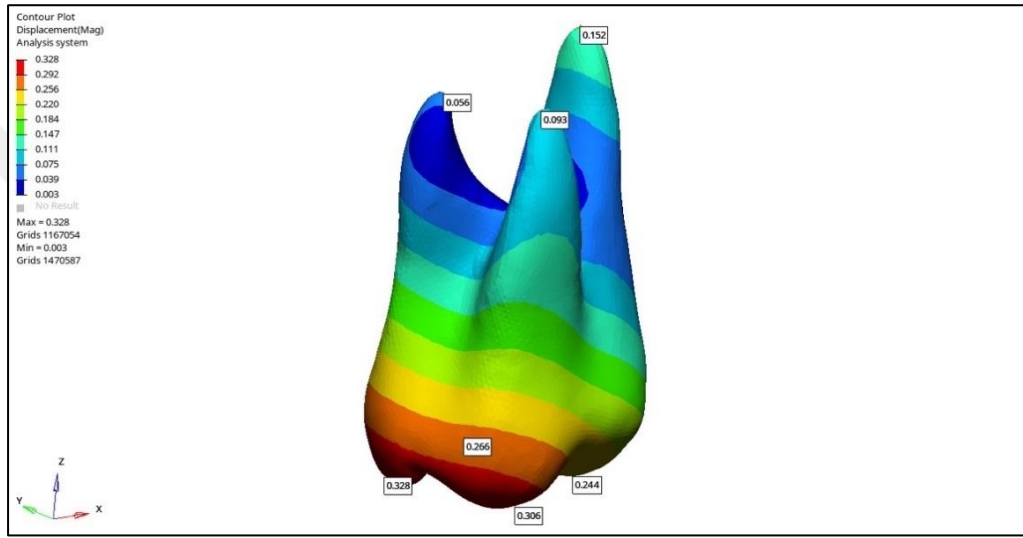
Analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde meydana gelen Von Mises stres değeri 0.711 ile 0 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek Von mises stres değerleri distalize edilen birinci molar dişin mesiobukkal kökünün mesiale bakan kole bölgesinde 0.711 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.18. İkinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları.

4.2.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları

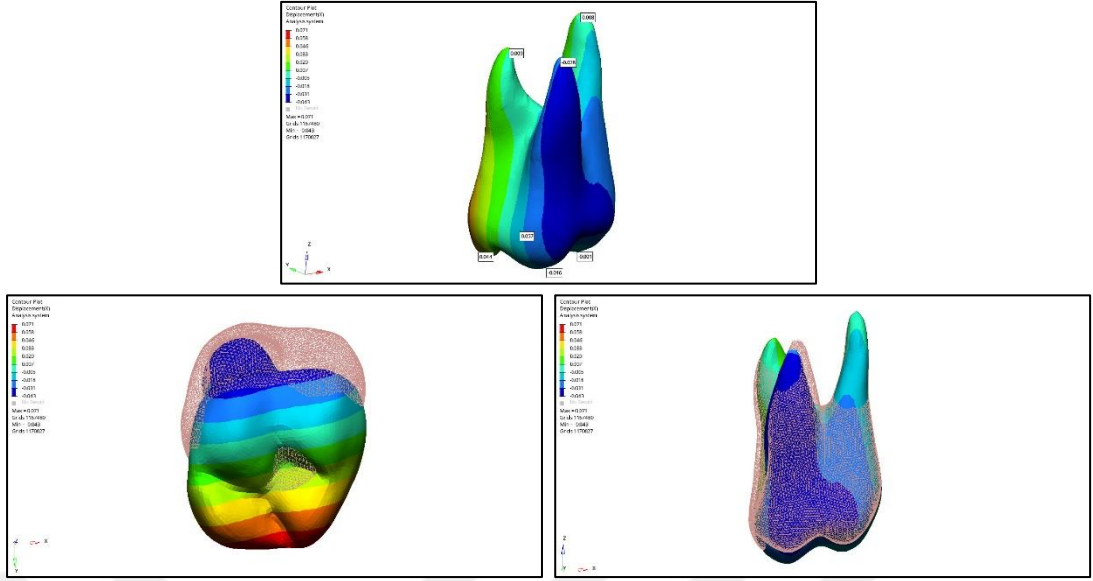
İkinci senaryoda yapılan analiz sonucu her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek maksillar birinci molar dişin kronunda gerçekleşen en fazla yer değişimi 0.328 mm olarak distobukkal tüberkül tepesinde ölçülürken; köklerden yapılan ölçümlere göre en az yer değişimi distobukkal kök ucunda ve 0.056 mm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.19. İkinci senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksendeki bileşke yer değişimi miktarları.

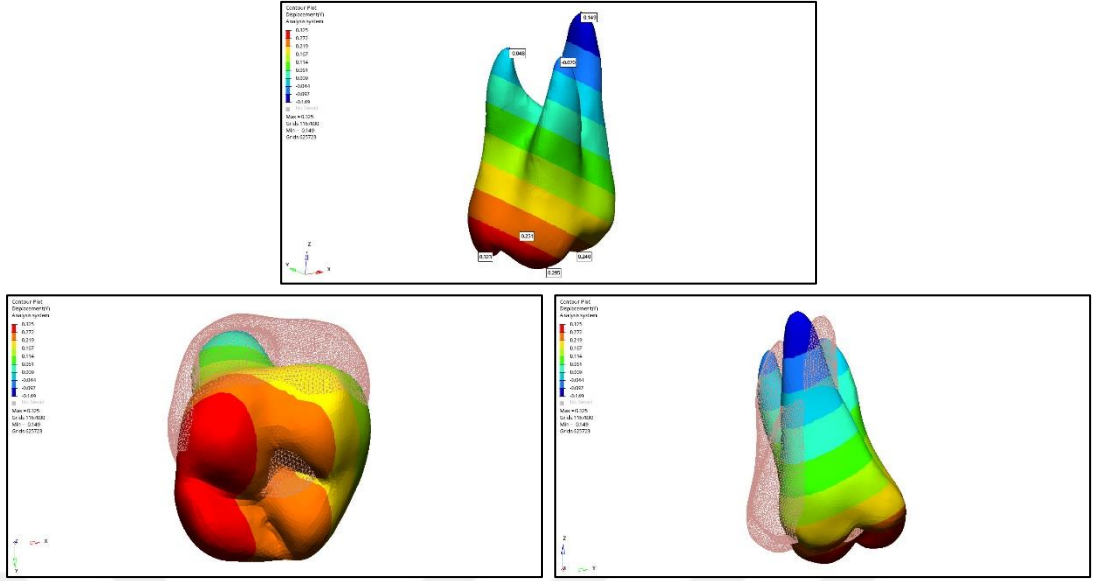
4.2.4. Maksillar Birinci Molar Dişe Ait Bulgular

İkinci senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun X ekseninde maksimum yer değiştirme miktarı 0.071 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değişimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.057 mm olarak ölçülmüştür. X ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değişimi -0.043 mm ölçülmüş ve her bir kök ucundan yapılan ölçümlerde en fazla yer değişimi mesiobukkal kök ucunda -0.028 mm olarak belirlenmiştir.



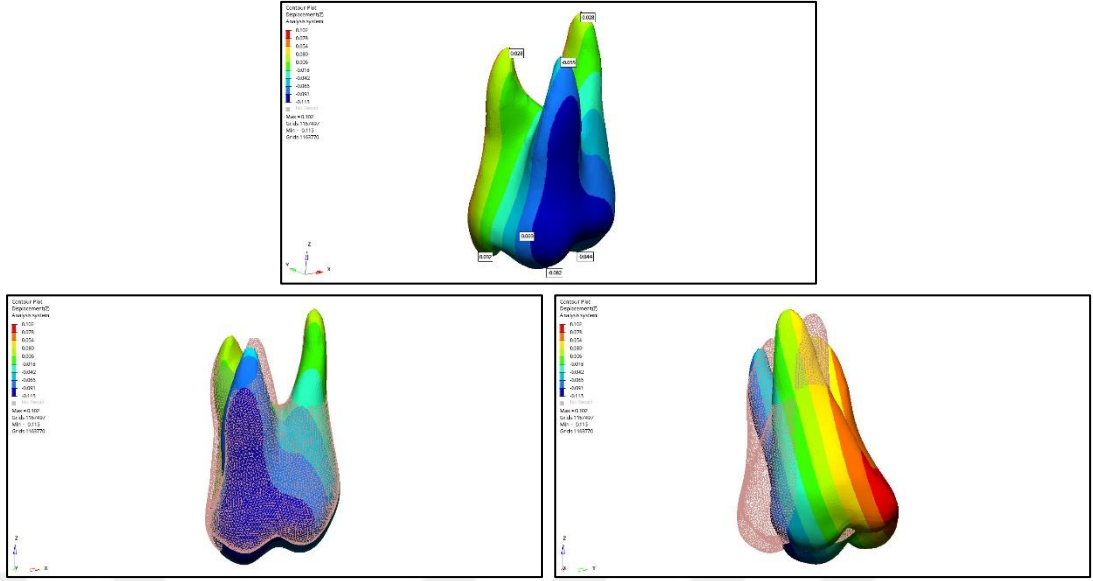
Şekil 4.20. a) İkinci senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) X eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değışiminin XZ ekseninden görünümü.

İkinci senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Y ekseninde maksimum yer değıştirme miktarı 0.325 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distobukkal tüberkül tepesinde 0.323 mm olarak ölçülmüştür. Y ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.149 mm ölçülmüş ve her bir kök ucundan yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi palatinal kök ucunda -0.149 mm olarak belirlenmiştir.



Şekil 4.21. a) İkinci senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) Y eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değışiminin YZ ekseninden görünümü.

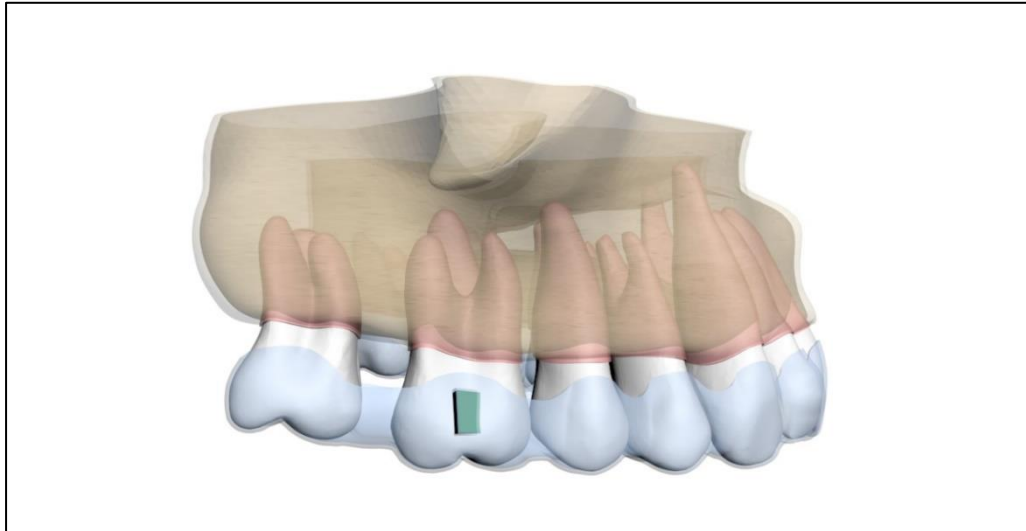
İkinci senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Z ekseninde maksimum yer değıştirme miktarı 0.102 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.069 mm olarak ölçülmüştür. Z ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.115 mm ölçülmüş ve her bir kök ucundan yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi mesiobukkal kök ucunda -0.055 mm olarak belirlenmiştir.



Şekil 4.22. a) İkinci senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) Z eksenindeki yer değışiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değışiminin YZ ekseninden görünümü.

4.3. Üçüncü Senaryoya İlişkin Bulgular

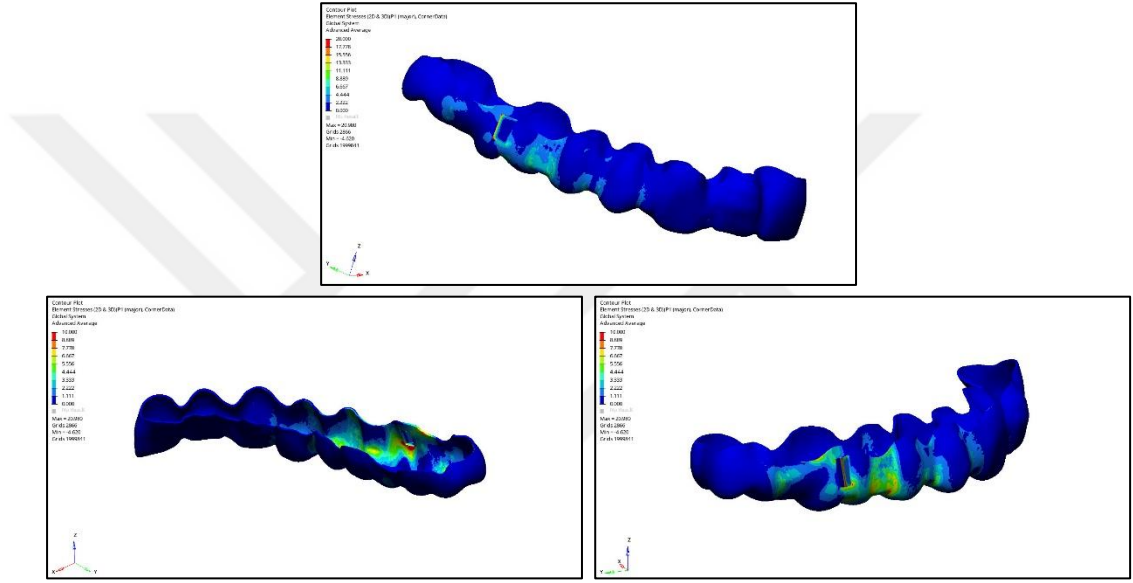
Çalışmamızda üçüncü senaryoda, sağ maksillar birinci molar dişe 0.3 mm kalınlığında şeffaf plak ve eğimli vertikal dikdörtgen ataşmanın aktif yüzeyi boyunca 0.25 mm distalizasyon elde etmek için lineer kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 4.23. Üçüncü senaryoya ait sonlu elemanlar modeli.

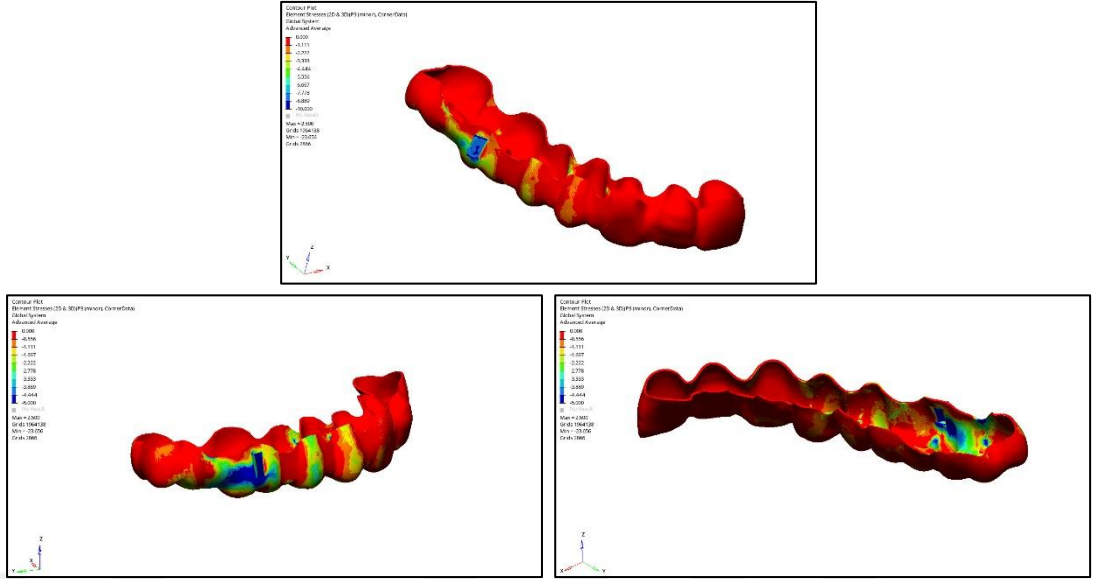
4.3.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular

Üçüncü senaryoda yapılan analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmax değerinin 20.98 ile – 4.62 MPa arasında değiştiği gözlenmiştir. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri, eğimlendirilmiş vertikal ataşmanın distal dış köşesine ve alt köşesine karşılık gelen plak yüzeyinde yoğunlaşmış ve 20.98 MPa olarak ölçülmüştür.



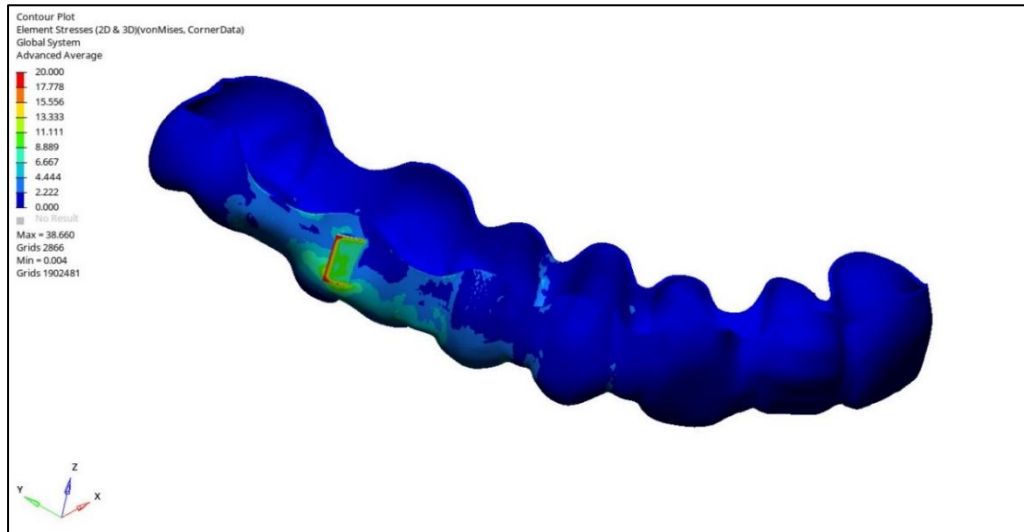
Şekil 4.24. Üçüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları.

Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmin değerinin 2.50 ile -23.65 MPa arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri, eğimlendirilmiş vertikal ataşmanın mesialde kalan aktif yüzeyinde ve birinci molar dişin distobukkal yüzeyinde yoğunlaşmıştır, değeri -23.65 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.25. Üçüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Pmin bulguları.

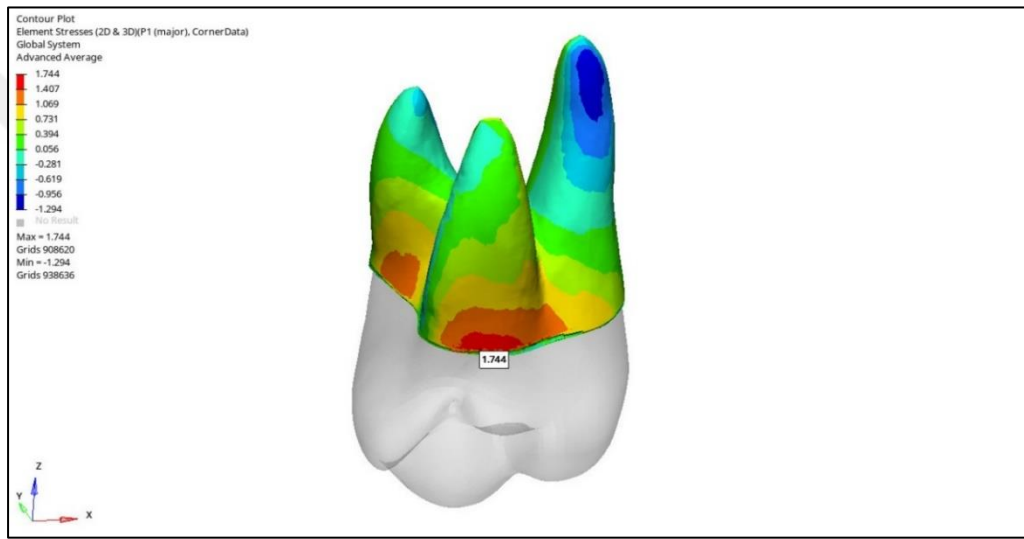
Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres dağılım değeri 38.66 ile 0 MPa arasında değişim göstermektedir. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri, eğimlendirilerek yerleştirilmiş vertikal dikdörtgen ataşmanın distal yüzeyinin dış sınırında şeffaf plağa karşılık gelen yüzeyinde 38.66 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.26. Üçüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Von Mises stres dağılım bulguları.

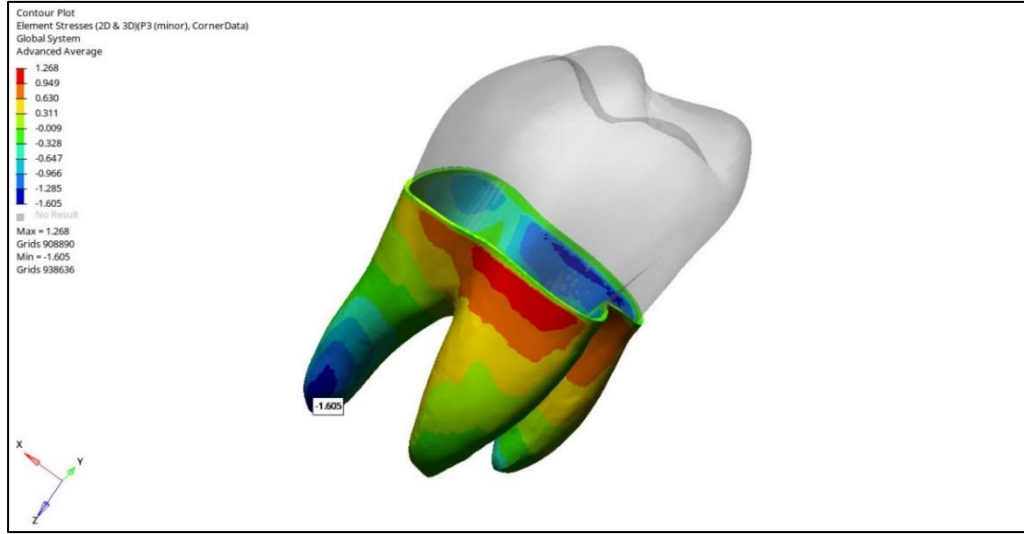
4.3.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular

Üçüncü senaryoda yapılan analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmax değeri 1.744 ile -1.294 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri maksillar birinci molar dişin bukkal köklerinin mesial kole bölgesinde yoğunlaşmış ve en yüksek değer mesiobukkal kökün mesial kole bölgesinde 1.744 MPa olarak ölçülmüştür.



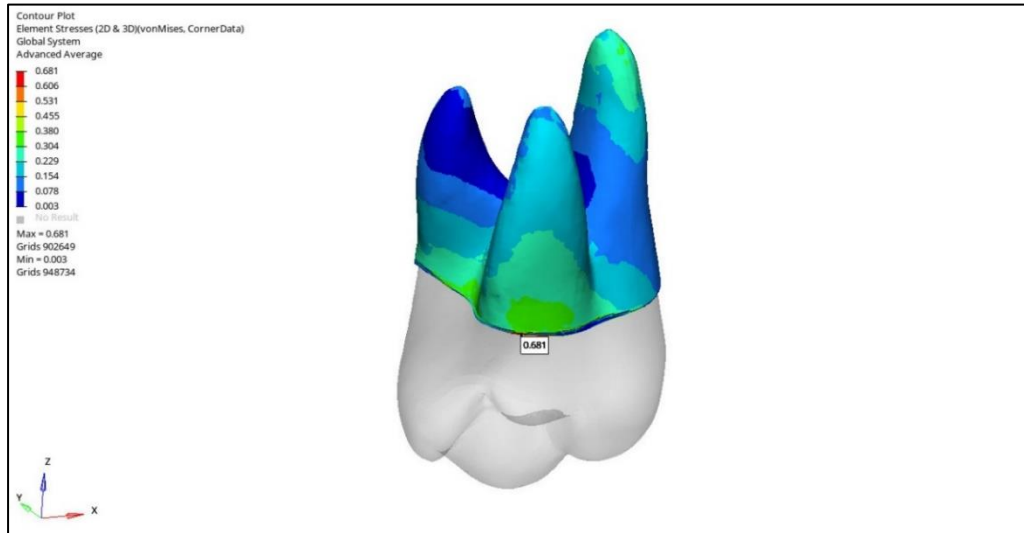
Şekil 4.27. Üçüncü senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları.

Analiz sonuçlarına göre maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmin değeri 1.268 ile -1.605 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri, distalize edilen maksillar birinci molar dişin palatinal kök ucunda ve distal yüzde kole bölgesinde yoğunlaşmıştır. Ölçülen en yüksek değer palatal kök ucunda ve -1.605 MPa değerindedir.



Şekil 4.28. Üçüncü senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları.

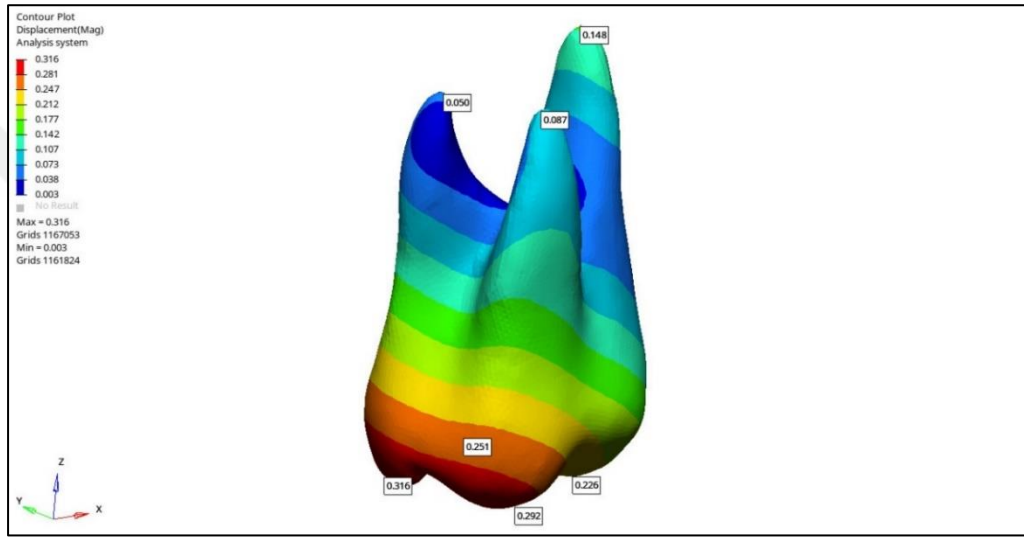
Analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde meydana gelen Von Mises stres değeri 0.681 ile 0 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri, distalize edilen maksillar birinci molar dişin mesiobukkal kökünün mesial kole bölgesinde yoğunlaşmış ve değeri 0.681 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.29. Üçüncü senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları.

4.3.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları

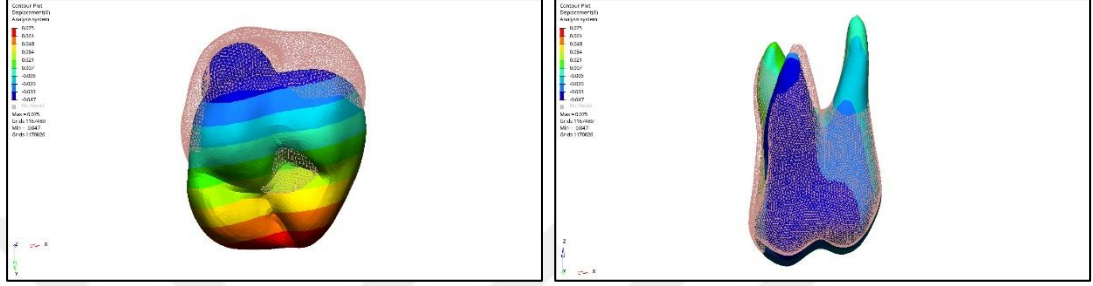
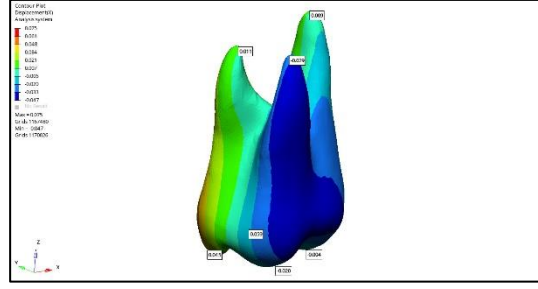
Üçüncü senaryoda yapılan analiz sonucu her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek maksillar birinci molar dişin kronunda meydana gelen en fazla yer değişimi 0.316 mm olarak distobukkal tüberkül tepesinde ölçülürken; kökte gerçekleşen en az yer değişimi distobukkal kök ucunda ve 0.050 mm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.30. Üçüncü senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksendeki bileşke yer değişimi miktarları.

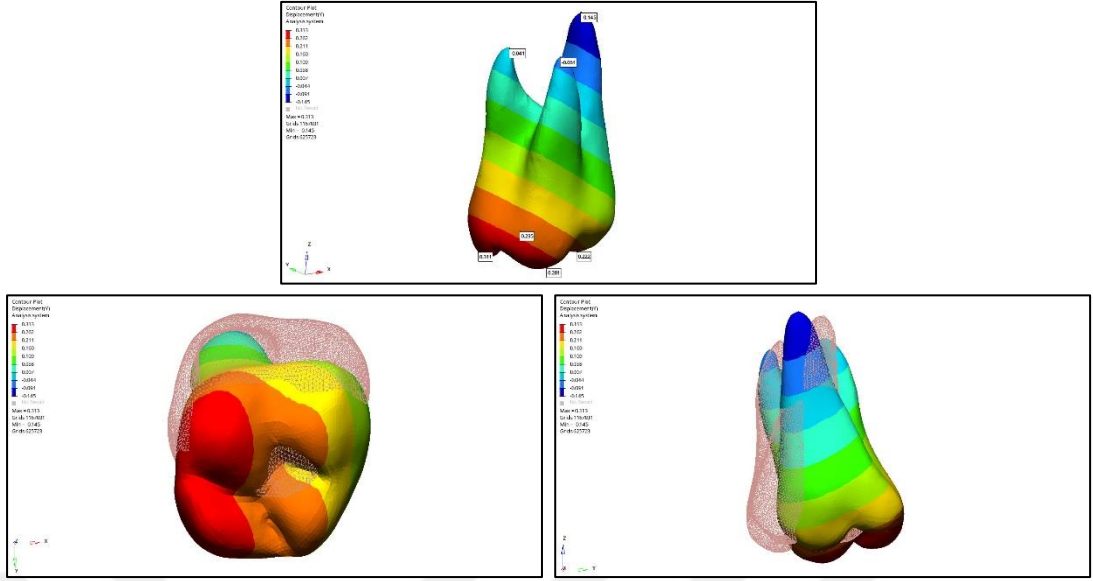
4.2.4. Maksillar Birinci Molar Dişe Ait Bulgular

Üçüncü senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun X ekseninde maksimum yer değiştirme miktarı 0.075 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değişimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.059 mm olarak ölçülmüştür. X ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değişimi -0.047 mm bulunmuştur. Her bir kök ucundan yapılan ölçümlere göre en fazla yer değiştiren kök ucu -0.029 mm ile mesiobukkal kök ucunda belirlenmiştir.



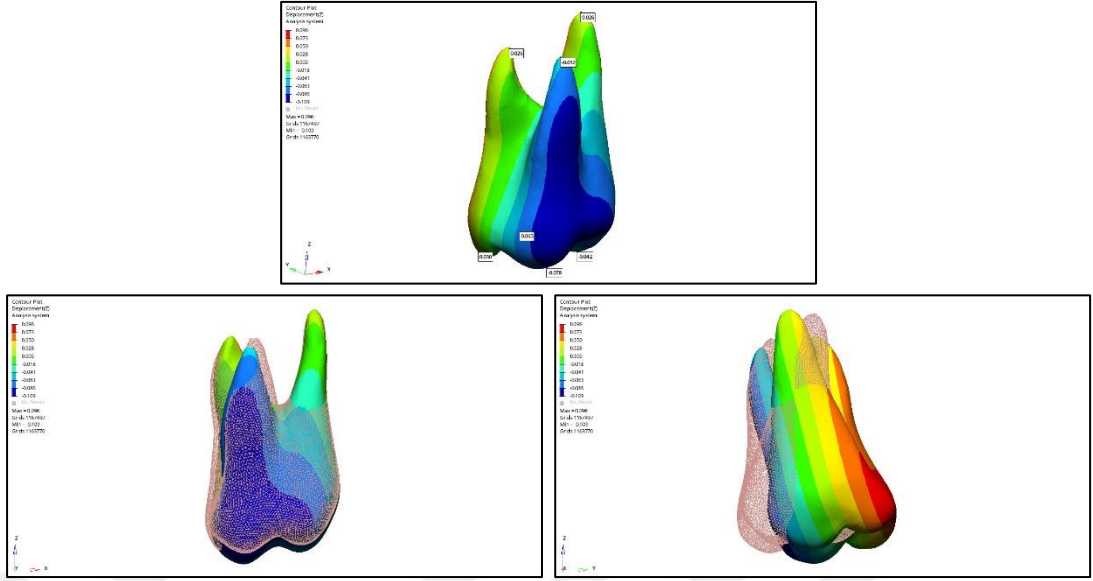
Şekil 4.31. a) Üçüncü senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) X eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değışiminin XZ ekseninden görünümü.

Üçüncü senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Y ekseninde maksimum yer değıştirme miktarı 0.313 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distobukkal tüberkül tepesinde 0.311 mm olarak ölçülmüştür. Y ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.145 mm bulunmuştur. Her bir kök ucundan yapılan ölçümlere göre en fazla yer değıştiren kök ucu 0.145 mm ile palatinal kök ucunda belirlenmiştir.



Şekil 4.32. a) Üçüncü senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değışik miktarları b) Y eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değışiminin YZ ekseninden görünümü.

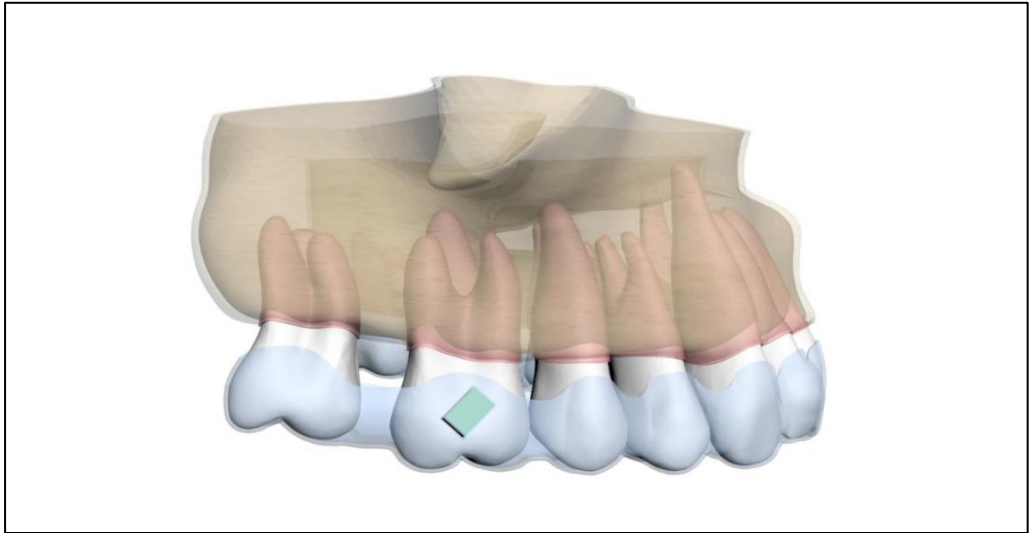
Üçüncü senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Z ekseninde maksimum yer değışik miktarı 0.096 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.065 mm olarak ölçülmüştür. Z ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.109 mm bulunmuştur. Her bir kök ucundan yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışiren kök ucu -0.052 mm ile mesiobukkal kök ucunda belirlenmiştir.



Şekil 4.33. a) Üçüncü senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Z eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü.

4.4. Dördüncü Senaryoya İlişkin Bulgular

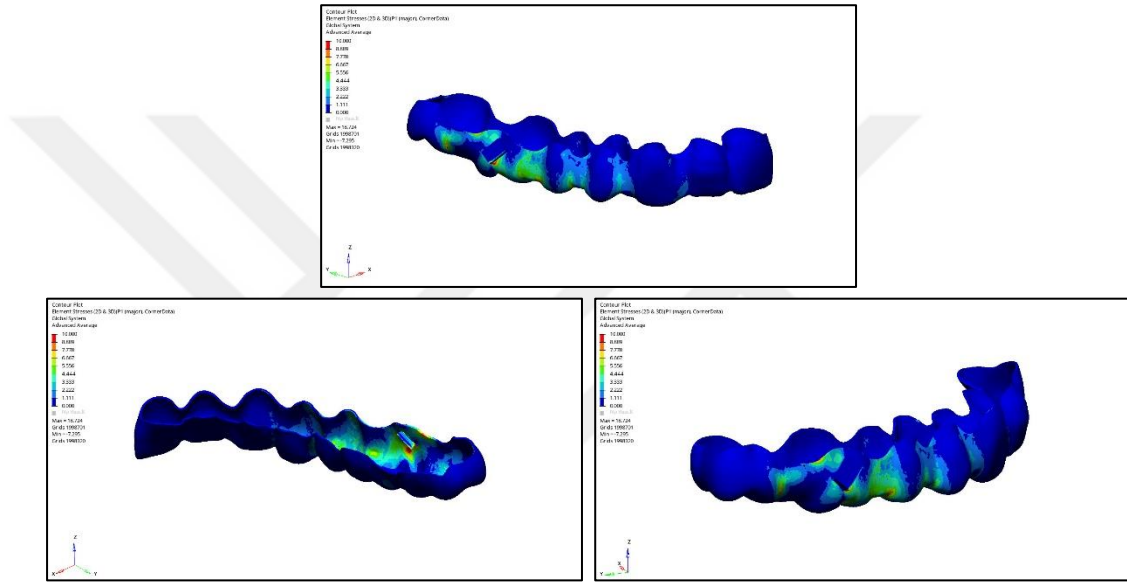
Çalışmamızda tasarlanan dördüncü senaryoda sağ maksillar birinci molar diş 0.3 mm kalınlığında şeffaf plak ve 45 derece açılı yerleştirilmiş vertikal ataşmanın aktif yüzeyi boyunca 0.25 mm molar distalizasyonu için lineer kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 4.34. Dördüncü senaryoya ait sonlu elemanlar modeli.

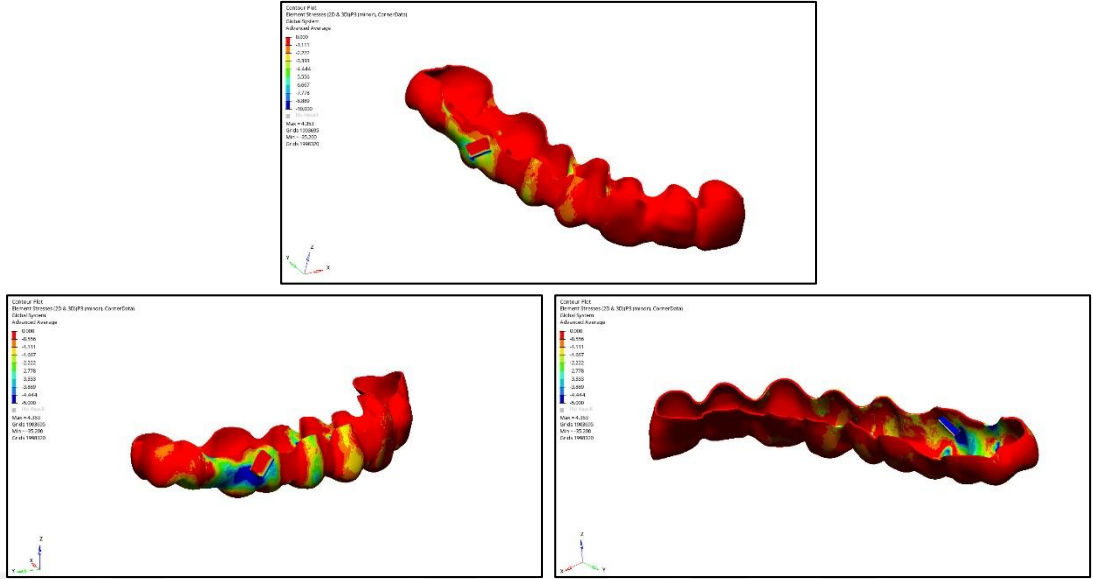
4.4.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular

Dördüncü senaryoda yapılan analiz sonucunda şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmax değerinin 18.72 ile -7.29 MPa arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin üzerine 45 derece açıyla yerleştirilmiş ataşmanın oklüzal yönde kalan köşesine denk gelen şeffaf plak yüzeyinde 18.72 MPa olarak ölçülmüştür.



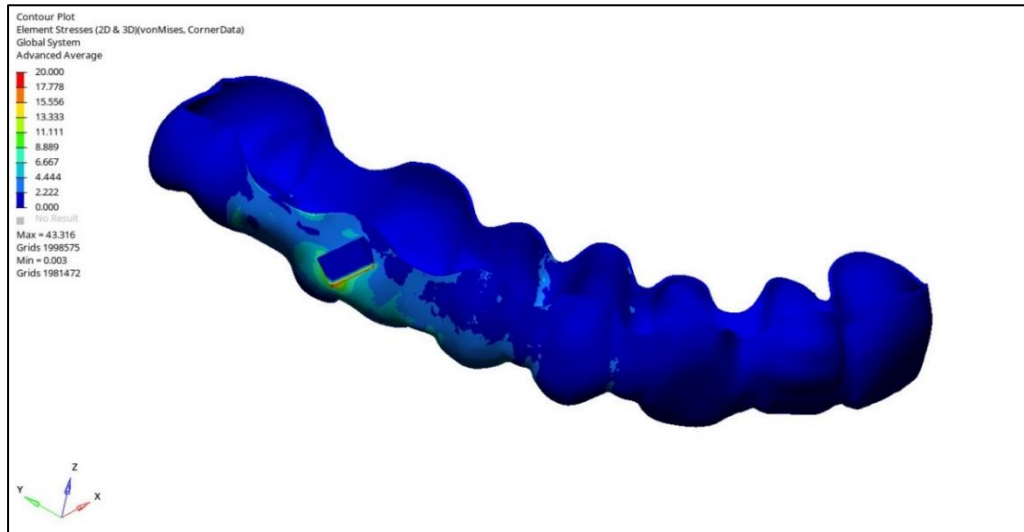
Şekil 4.35. Dördüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları.

Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmin değerinin 4.35 ile -35.20 MPa arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek kompresif stres değerinin birinci molar üzerinde açılı yerleştirilmiş vertikal ataşmanın kuvvet uygulanan mesial aktif yüzeyinde ve birinci molar dişin distobukkal yüzeyinde yoğunlaşmıştır ve değeri -35.20 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.36. Dördüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Pmin bulguları.

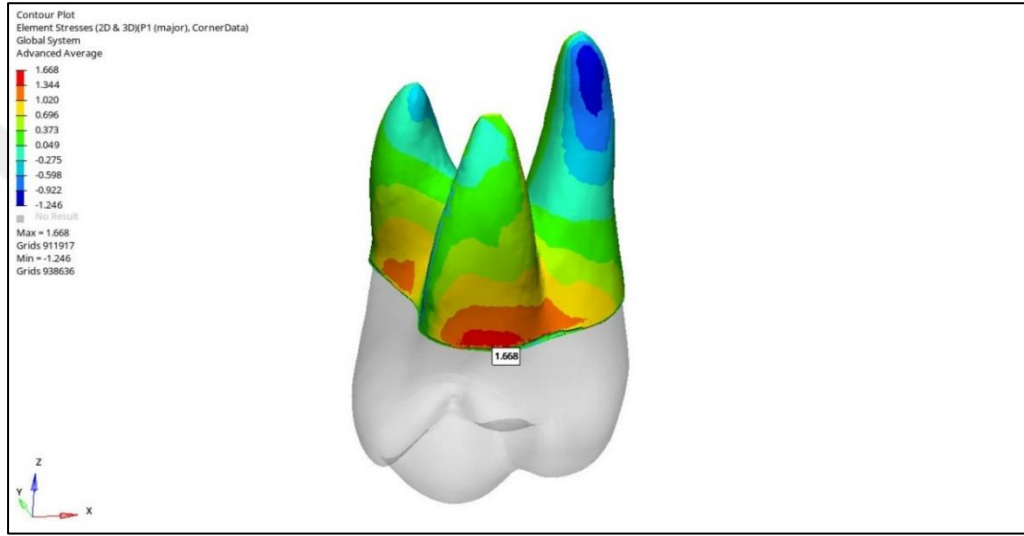
Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres dağılım değeri 43.31 ile 0 MPa arasında değişim göstermektedir. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin üzerine açılı yerleştirilmiş vertikal ataşmanın mesial aktif yüzeyine karşılık gelen şeffaf plak yüzeyinde ölçülmüştür.



Şekil 4.37. Dördüncü senaryodaki şeffaf plağa ait Von Mises stres dağılım bulguları.

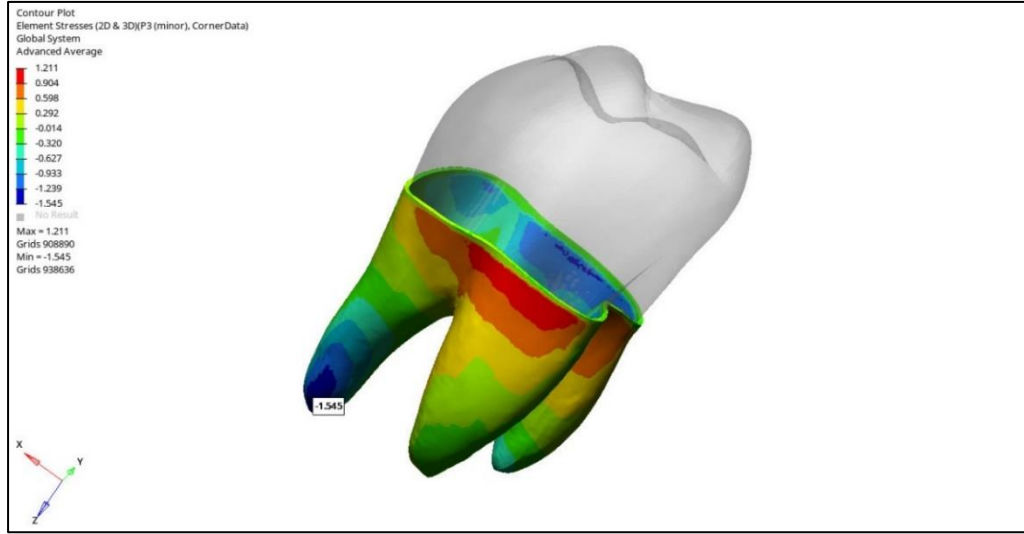
4.4.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular

Dördüncü senaryoda yapılan analiz sonucunda maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmax 1.668 ile -1.246 arasında değişkenlik göstermiştir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri, distalize edilen maksillar birinci molar dişin bukkal köklerinin mesiale bakan kole bölgesinde yoğunlaşmıştır ve değeri 1.668 MPa olarak ölçülmüştür.



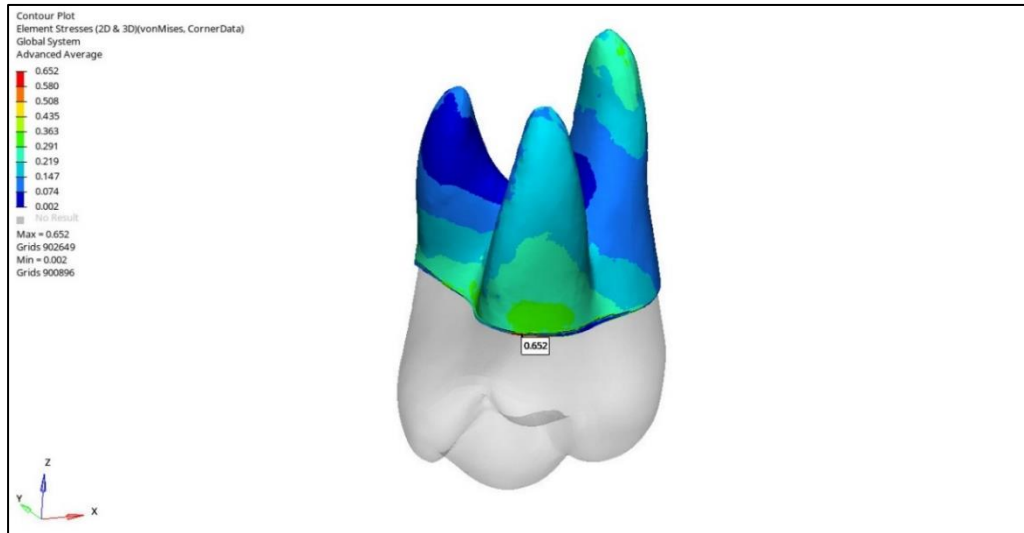
Şekil 4.38. Dördüncü senaryoya ait maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları.

Analiz sonucunda maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmin değeri 1.211 ile -1.545 MPa arasında değişim göstermiştir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin palatinal kök ucunda ve distal yüzde kole bölgesinde yoğunlaşmıştır. En yüksek kompresif stres palatinal kök ucunda ve -1.545 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.39. Dördüncü senaryodaki maksillar kanin dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları.

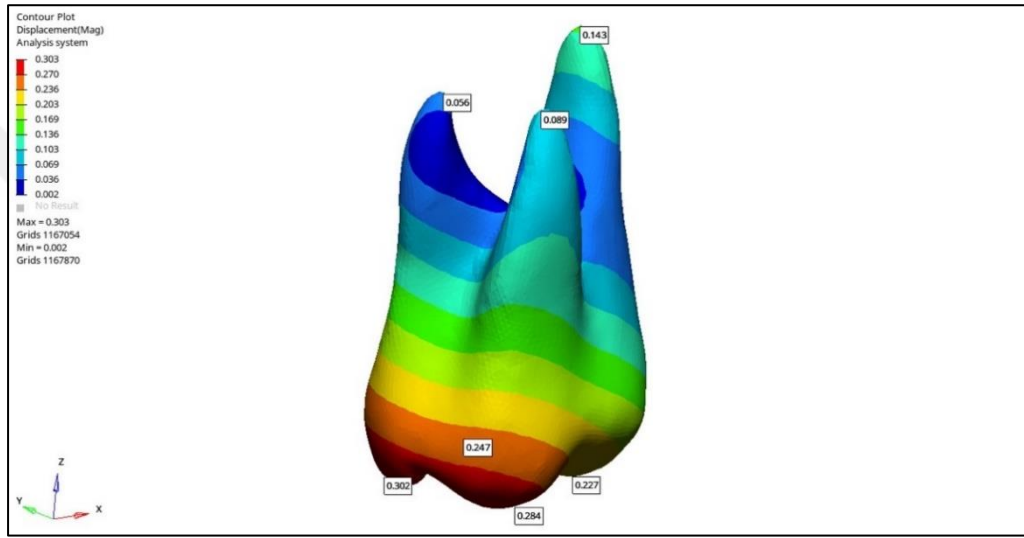
Analiz sonucuna göre kanin dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde meydana gelen Von Mises stres değeri 0.652 ile 0 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin mesiobukkal kökünün mesiale yakın kole bölgesinde 0.652 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.40. Dördüncü senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları.

4.3.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları

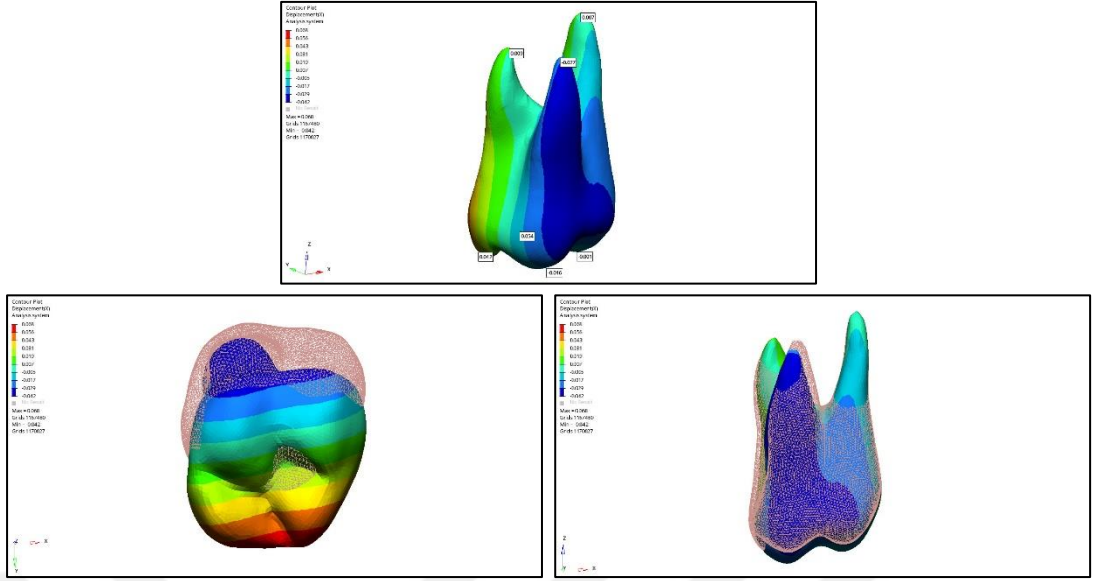
Dördüncü senaryoda yapılan analiz sonucu her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek maksillar birinci molar dişin kronunda meydana gelen en fazla yer değişimi 0.302 mm olarak distobukkal tüberkül tepesinde ölçülürken; kökte gerçekleşen en az yer değişimi distobukkal kök ucunda ve 0.056 mm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.41. Dördüncü senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksendeki bileşke yer değişimi miktarları.

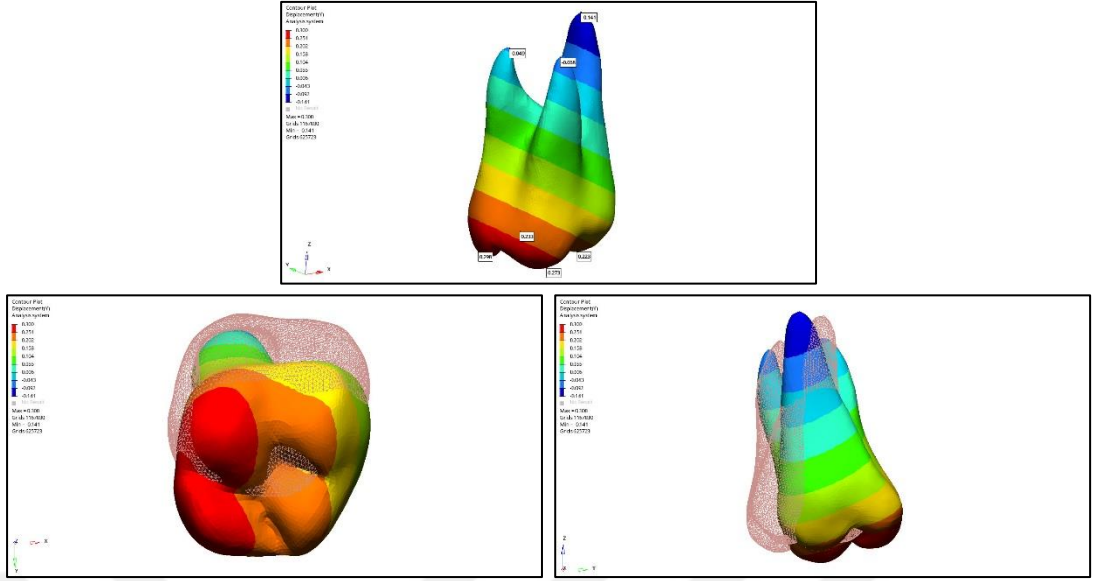
4.3.4. Maksillar Birinci Molar Dişe Ait Bulgular

Dördüncü senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun X ekseninde maksimum yer değiştirme miktarı 0.068 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değişimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.054 mm olarak ölçülmüştür. X ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değişimi -0.027 mm bulunmuştur.



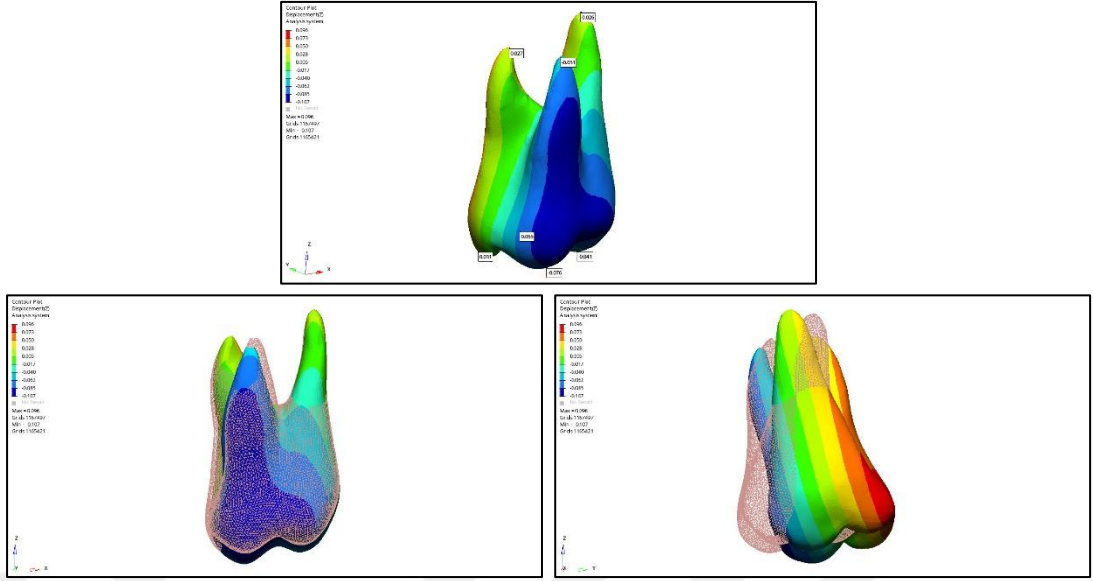
Şekil 4.42. a) Dördüncü senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) X eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değışiminin XZ ekseninden görünümü.

Dördüncü senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Y ekseninde maksimum yer değıştirme miktarı 0.300 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distobukkal tüberkül tepesinde 0.298 mm olarak ölçülmüştür. Y ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.141 mm bulunmuştur. Her bir kök ucundan yapılan ölçümlere göre en fazla yer değıştiren kök ucu -0.141 mm ile palatinal kök ucunda belirlenmiştir.



Şekil 4.43. a) Dördüncü senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) Y eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değışiminin YZ ekseninden görünümü.

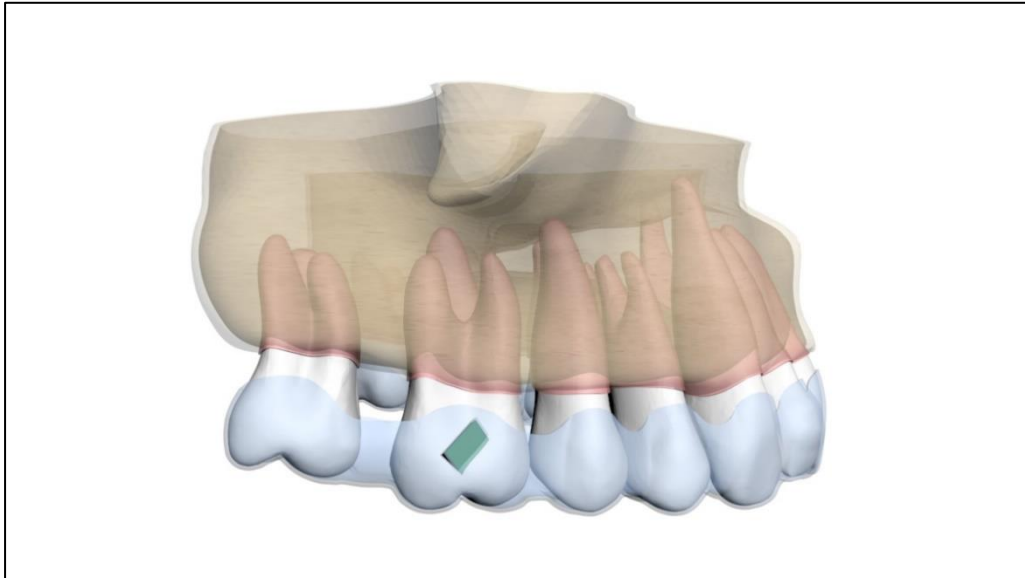
Dördüncü senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Z ekseninde maksimum yer değıştirme miktarı 0.096 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.065 mm olarak ölçülmüştür. Z ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.107 mm bulunmuştur. Her bir kök ucundan yapılan ölçümlere göre en fazla yer değıştiren kök ucu -0.051 mm ile mesiobukkal kök ucunda belirlenmiştir.



Şekil 4.44. a) Dördüncü senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) Z eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değişiminin YZ ekseninden görünümü.

4.5. Beşinci Senaryoya İlişkin Bulgular

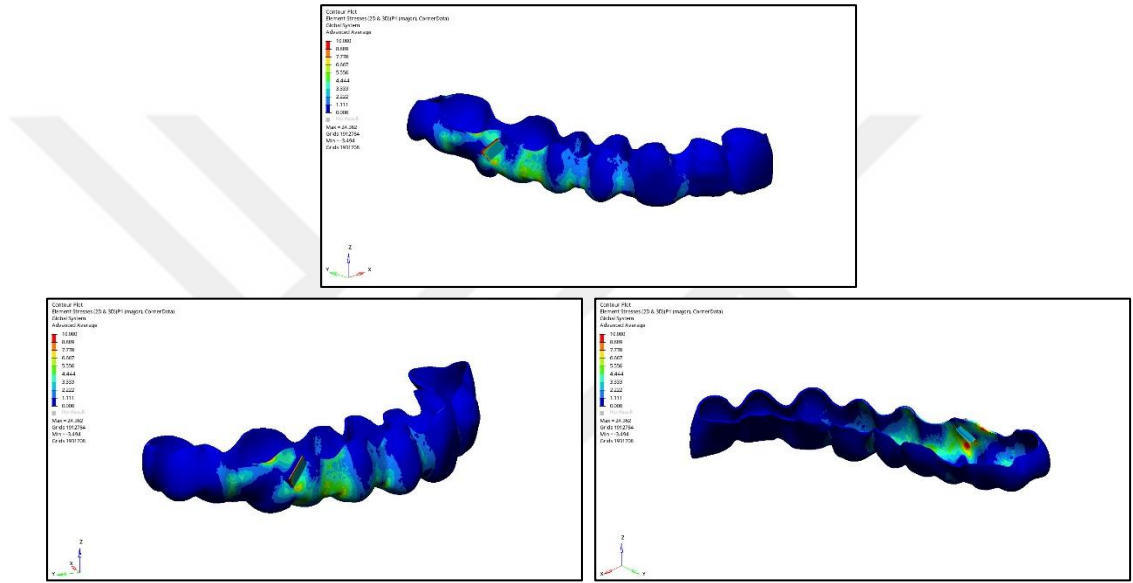
Çalışmamızda beşinci senaryoda, sağ maksillar birinci molar dişe 0.3 mm kalınlığında şeffaf plak ve 45 derece açılı yerleştirilmiş ataşmana bevel eklenerek aktif yüzeyi boyunca 0.25 mm distalizasyon elde etmek için lineer kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 4.45. Beşinci senaryoya ait sonlu elemanlar modeli.

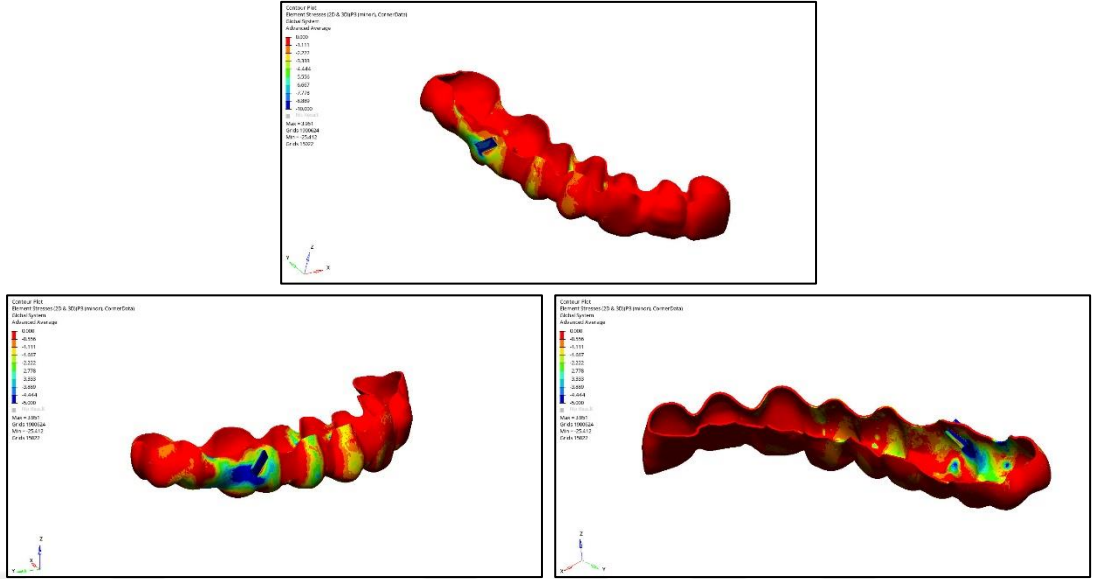
4.5.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular

Beşinci senaryoda yapılan analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmax değerinin 24.36 ile -3.49 MPa değerleri arasında değiştiği gözlenmiştir. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri, 45 derece açılı ve bevel eklenmiş vertikal ataşmanın distalde kalan yüzünün dış kenarında yoğunlaşmış ve değeri 24.36 MPa ölçülmüştür.



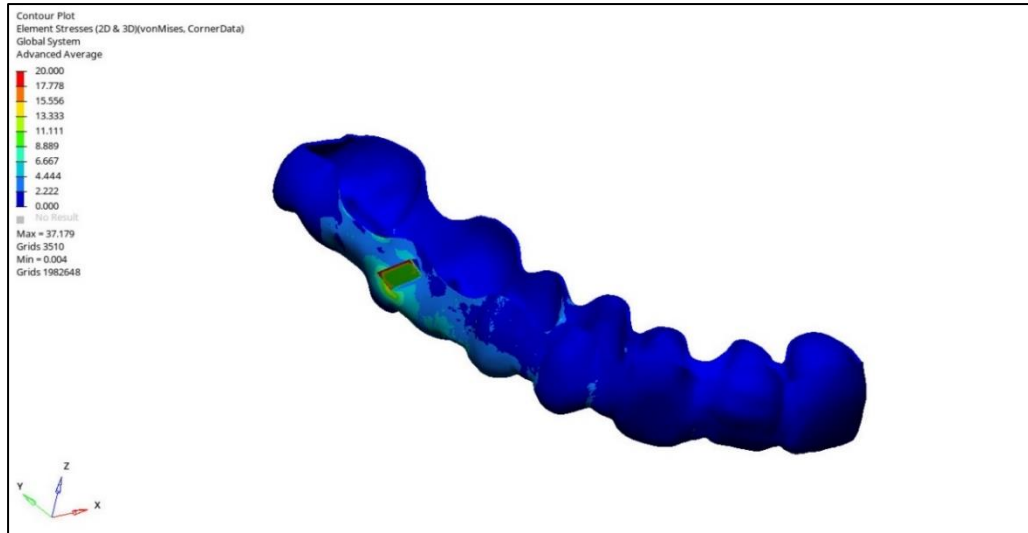
Şekil 4.46. Beşinci senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları.

Analiz sonucuna göre şeffaf plakta meydana gelen Pmin değerinin 3.95 ile -25.41 arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri 45 derece açılı ve bevel verilmiş vertikal ataşmanın bevelli aktif yüzeyinde ve birinci molar dişin distobukkal yüzeyinde yoğunlaşmış ve değeri -25.41 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.47. Beşinci senaryodaki şeffaf plağa ait Pmin bulguları.

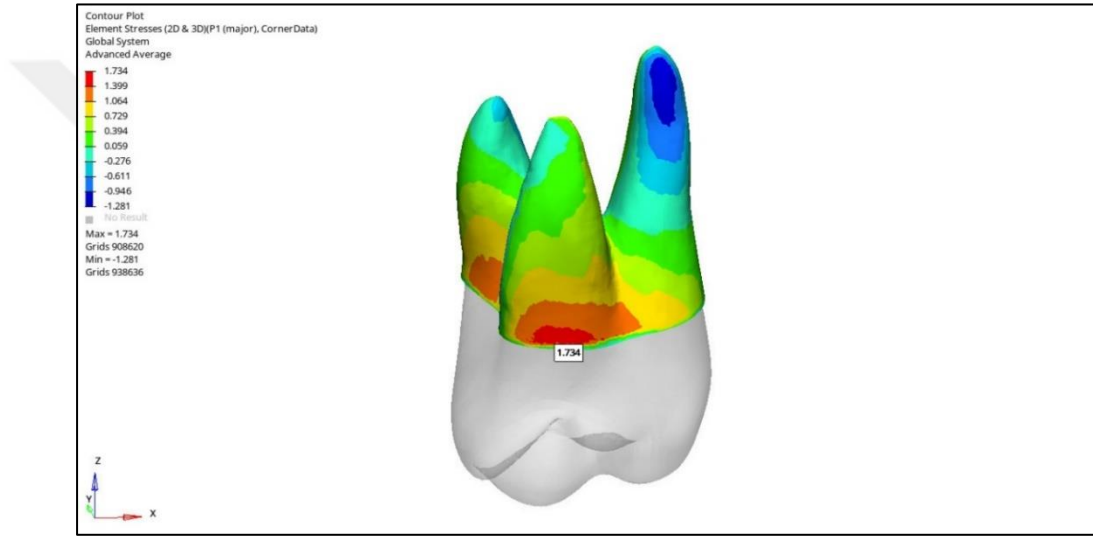
Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres dağılım değeri 37.17 ile 0 MPa arasında değişim göstermektedir. Şeffaf plak üzerinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri, distalize edilen maksillar birinci molar diş üzerine yerleştirilmiş 45 derece bevelli ataşmanın distal yüzeyinde yoğunlaşmıştır.



Şekil 4.48. Beşinci senaryoya ait Von Mises stres dağılım bulguları.

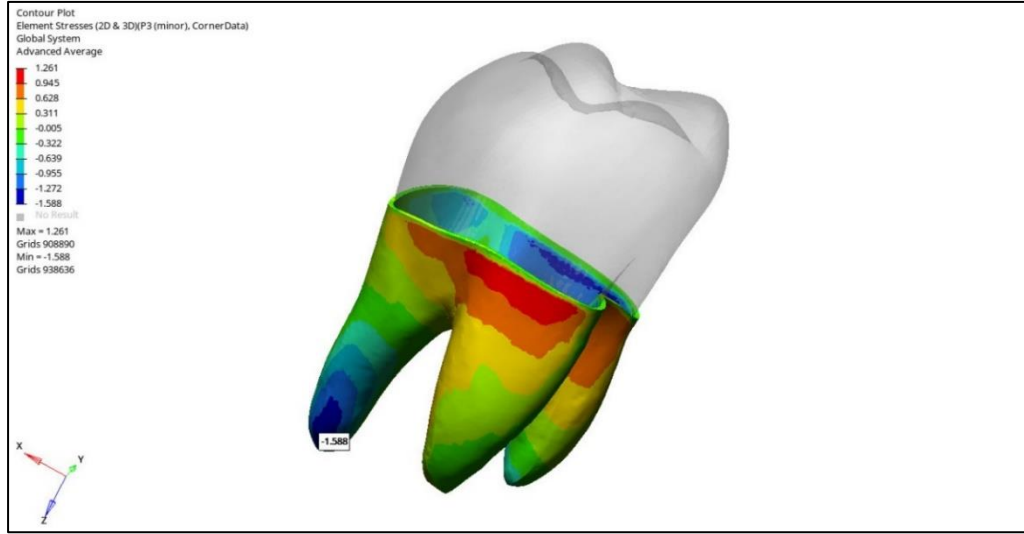
4.5.2. Maksillar Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular

Beşinci senaryoda yapılan analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmax değeri 1.734 ile -1.281 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin bukkal köklerinin mesial kole bölgelerinde yoğunlaşmış ve en yüksek değer mesiobukkal kökün mesiale bakan yüzünde 1.734 MPa olarak ölçülmüştür.



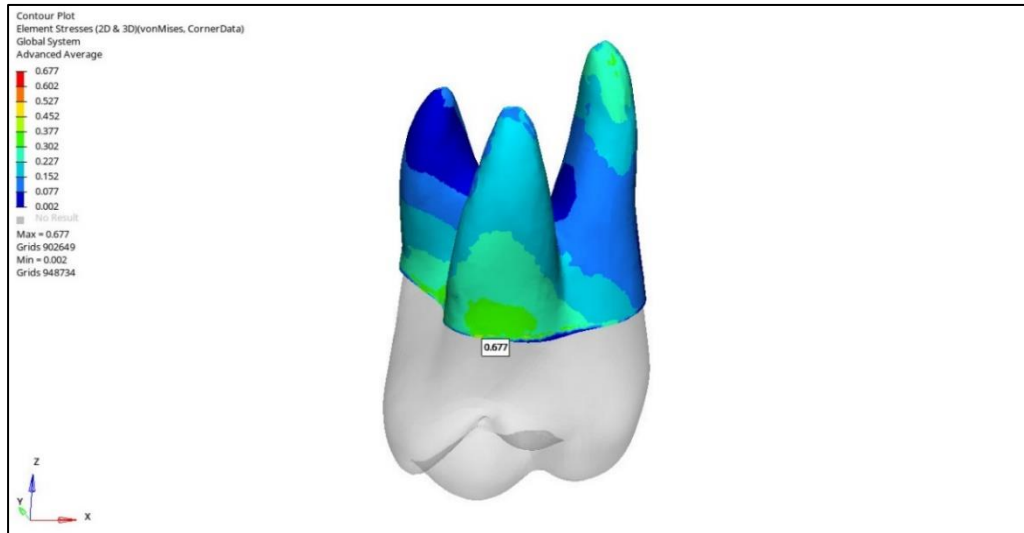
Şekil 4.49. Beşinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmax bulguları.

Analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmin değeri 1.261 ile -1.588 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri distalize edilen maksillar molar dişin palatinal kök ucu ve distal yüzde kole bölgesinde yoğunlaşmıştır en yüksek değer palatal kök ucunda -1.588 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.50. Beşinci senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları.

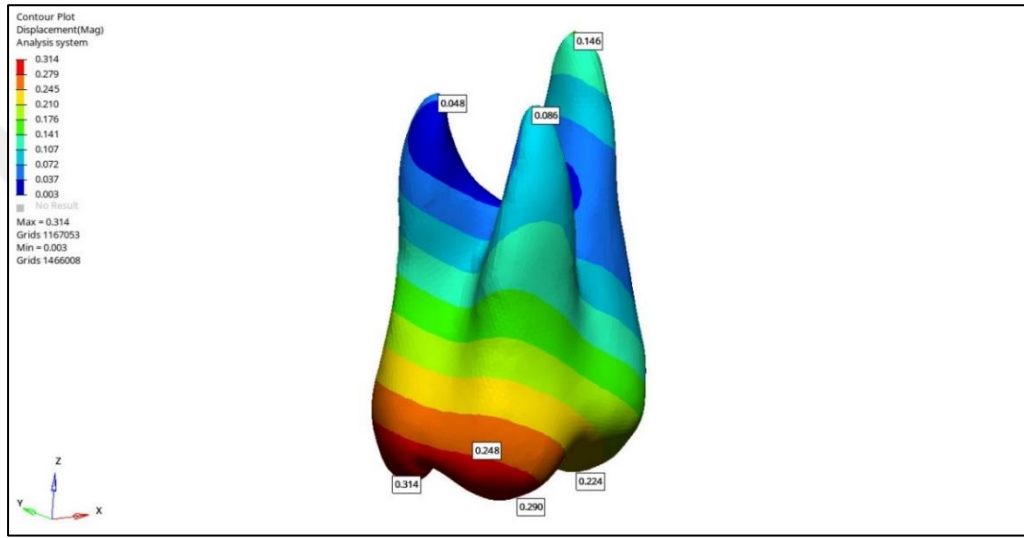
Analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde meydana gelen Von Mises stres değeri 0.677 ile 0 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin mesiobukkal kökünün mesiale bakan kole bölgesinde 0.677 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.51. Beşinci senaryodaki maksillar kanin dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları.

4.5.3. Maksillar Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları

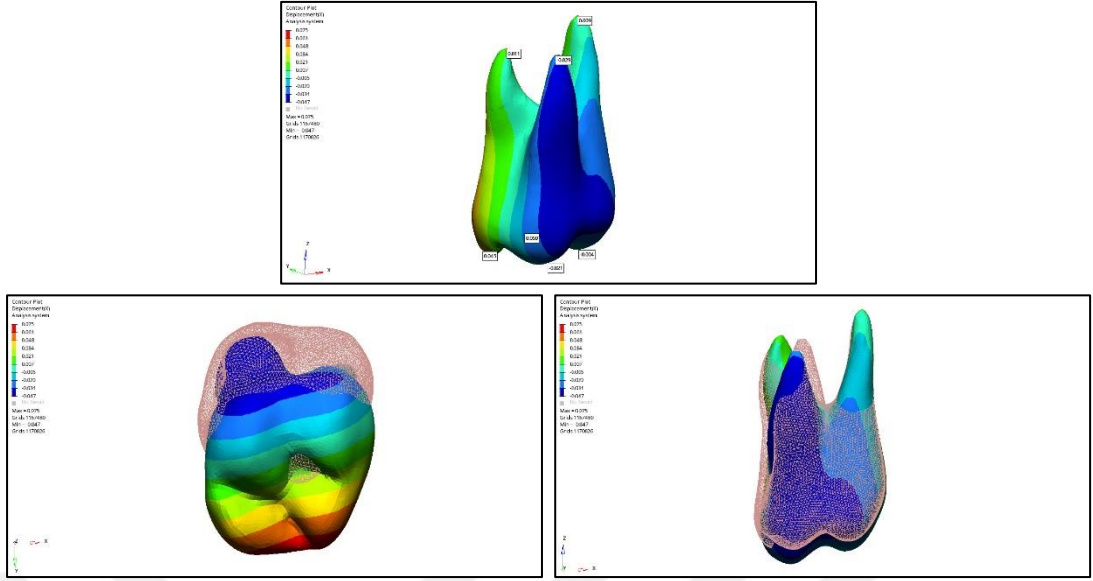
Beşinci senaryoda yapılan analiz sonucu her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek maksillar birinci molar dişin kronunda meydana gelen en fazla yer değişimi 0.314 mm olarak distobukkal tüberkül tepesinde ölçülürken; kökte gerçekleşen en az yer değişimi distobukkal kök ucunda ve 0.048 mm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.52. Beşinci senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksendeki bileşke yer değişimi miktarları.

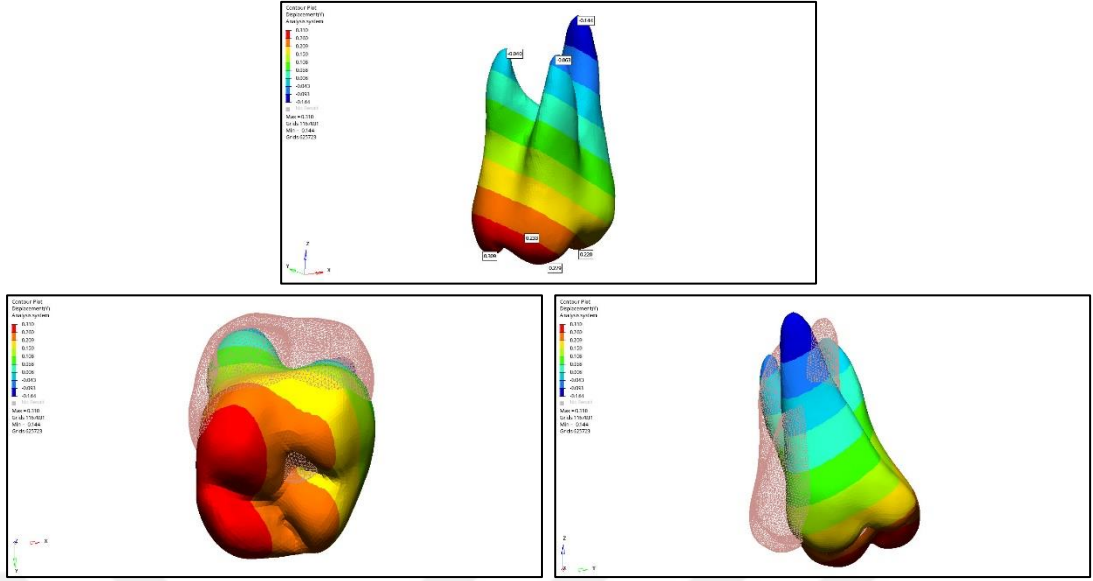
4.5.4. Maksillar Birinci Molar Dişe Ait Bulgular

Beşinci senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun X ekseninde maksimum yer değiştirme miktarı 0.075 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değişimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.059 mm olarak ölçülmüştür. X ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değişimi mesiobukkal kök ucunda -0.029 mm bulunmuştur.



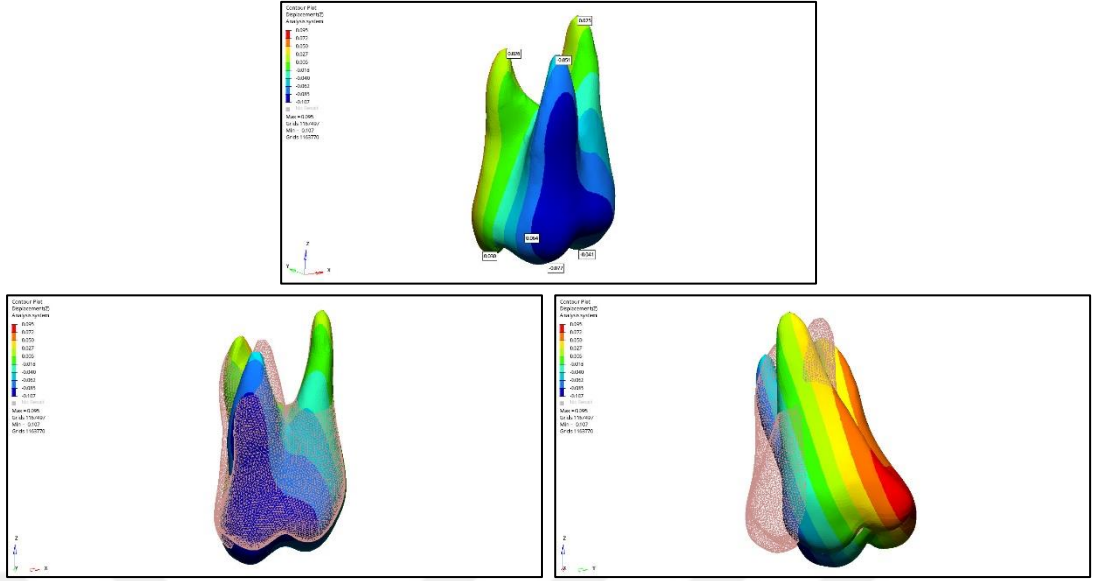
Şekil 4.53. a) Beşinci senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değişim miktarları b) X eksenindeki yer değişiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değişiminin XZ ekseninden görünümü.

Beşinci senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Y ekseninde maksimum yer değiştirme miktarı 0.310 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değişimi distobukkal tüberkül tepesinde 0.309 mm olarak ölçülmüştür. Y ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değişimi -0.144 mm bulunmuştur. Her bir kök ucundan yapılan ölçümlere göre en fazla yer değiştiren kök ucu -0.144 mm ile palatinal kök ucunda belirlenmiştir.



Şekil 4.54. a) Beşinci senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) Y eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değışiminin YZ ekseninden görünümü.

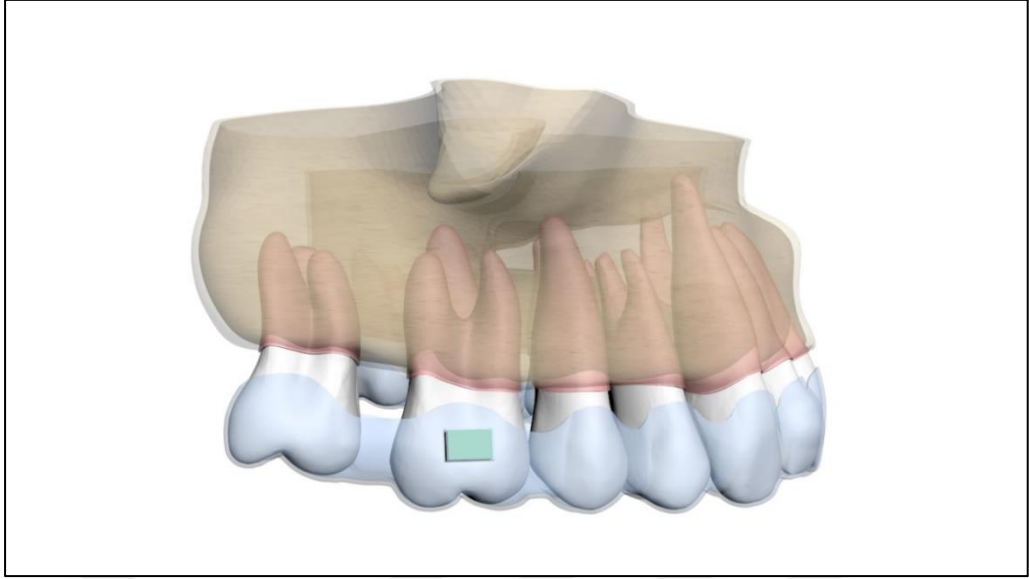
Beşinci senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Z ekseninde maksimum yer değıştirme miktarı 0.095 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.064 mm olarak ölçülmüştür. Z ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.107 mm bulunmuştur. Her bir kök ucundan yapılan ölçümlere göre en fazla yer değıştiren kök ucu -0.051 mm ile mesiobukkal kök ucunda belirlenmiştir.



Şekil 4.55. a) Beşinci senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) Z eksenindeki yer değışiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değışiminin YZ ekseninden görünümü.

4.6. Altıncı Senaryoya İlişkin Bulgular

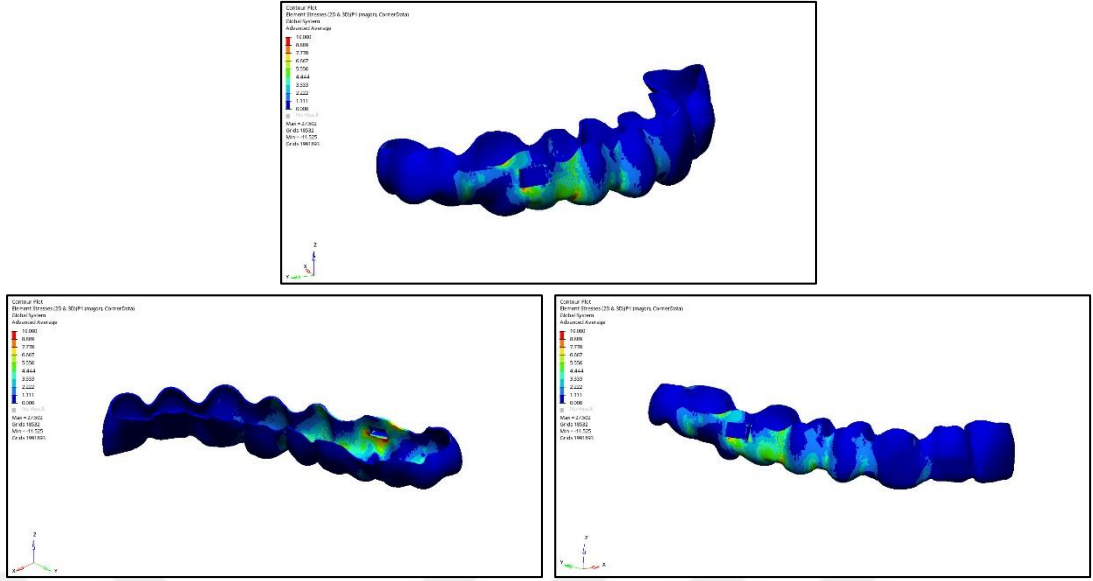
Çalışmamızda altıncı senaryoda sağ maksillar birinci molar dişte 0.3 mm kalınlığında şeffaf plak ve vertikal ataşmanın 90 derece döndürülmüş haliyle elde edilen yatay dikdörtgen ataşman yerleştirilmiştir. 0.25 mm molar distalizasyonu sağlayacak şekilde yatay dikdörtgen ataşmanın aktif yüzeyi boyunca lineer distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.



Şekil 4.56. Altıncı senaryoya ait sonlu elemanlar modeli

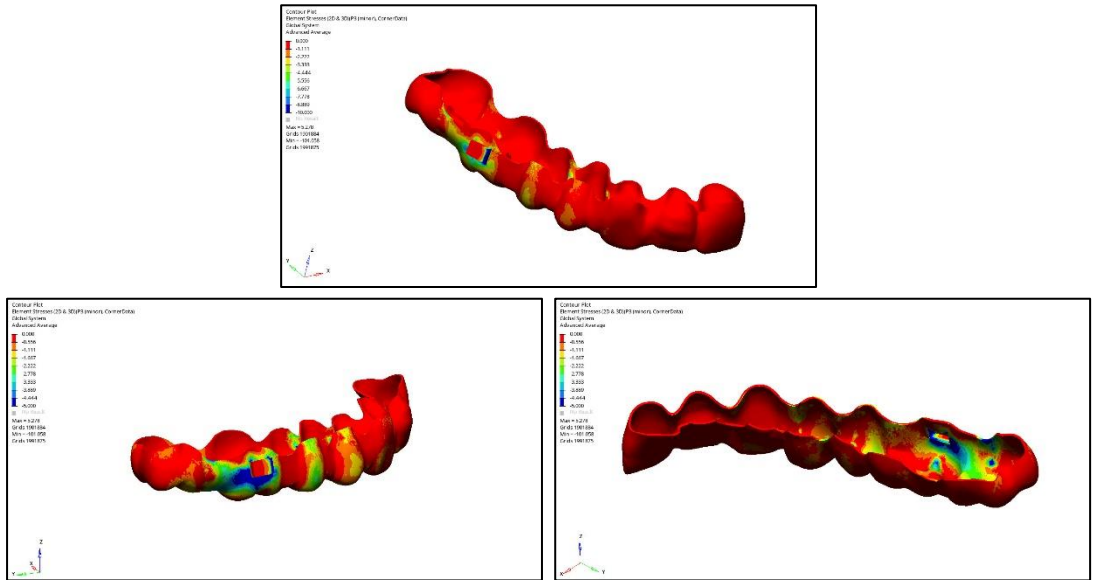
4.6.1. Şeffaf Plağa Ait Bulgular

Altıncı senaryoda yapılan analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmax değerinin 27.50 ile -11.52 MPa arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri, distalize edilen maksillar birinci molar dişin üzerine yerleştirilmiş yatay dikdörtgen ataşmanın alt köşelerine denk gelen şeffaf plak üzerinde ve 27.50 MPa olarak ölçülmüştür.



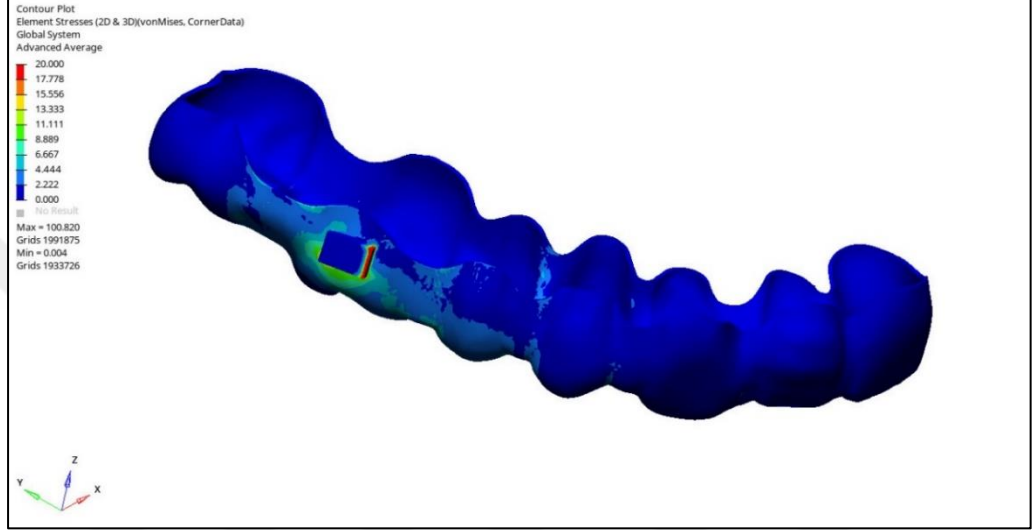
Şekil 4.57. Altıncı senaryodaki şeffaf plağa ait Pmax bulguları.

Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Pmin değerinin 5.27 ile -101.05 MPa arasında değiştiği görülmüştür. Şeffaf plak yüzeyinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri maksillar birinci molar dişe yerleştirilmiş yatay dikdörtgen ataşmanın mesial yüzeyine denk gelen şeffaf plak üzerinde ve birinci molar dişin distobukkhal yüzeyinde yoğunlaşmış ve değeri -101.05 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.58. Altıncı senaryodaki şeffaf plağa ait Pmin bulguları.

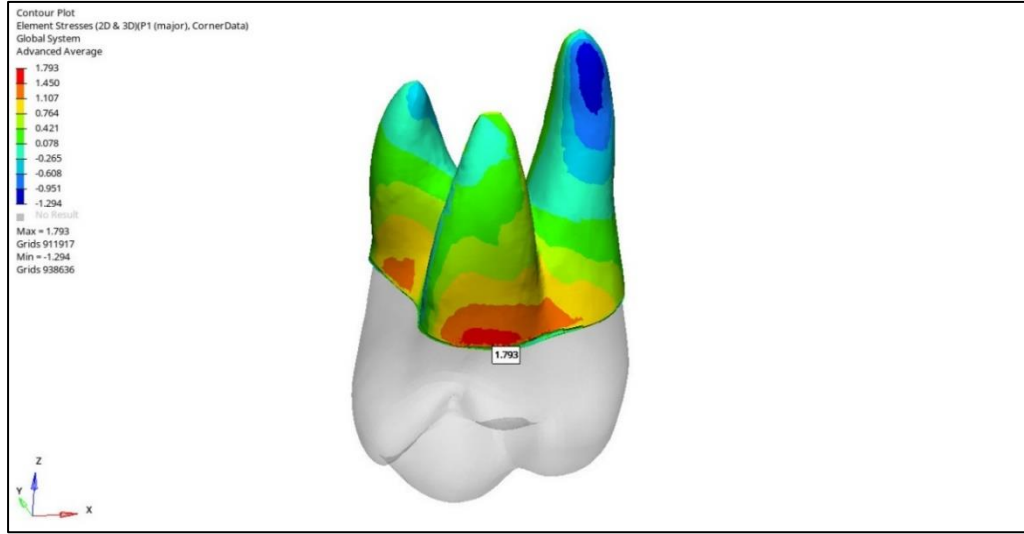
Analiz sonucuna göre şeffaf plak yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres dağılım değeri ise 100.08 ile 0 MPa arasında değişim göstermiştir. Şeffaf plak üzerinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin üzerine yerleştirilen yatay vertikal ataşmanın mesial yüzüne gelen şeffaf plak üzerinde 100.08 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.59. Altıncı senaryodaki şeffaf plaka ait Von Mises stres dağılım bulguları.

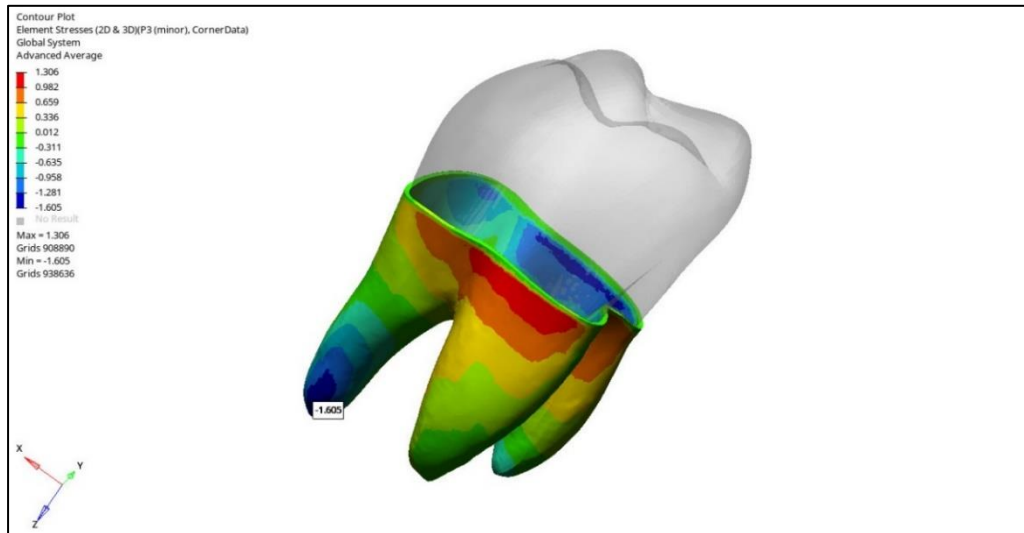
4.6.2. Maksiller Kanin Dişin Periodontal Ligamentine Ait Bulgular

Altıncı senaryoda yapılan analiz sonucunda maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen Pmax değeri 1.793 ile -1.294 MPa arasında değiştiği görülmüştür. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek tensile stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin mesiobukkal kökünün mesiale bakan kole bölgesinde 1.793 MPa olarak ölçülmüştür.



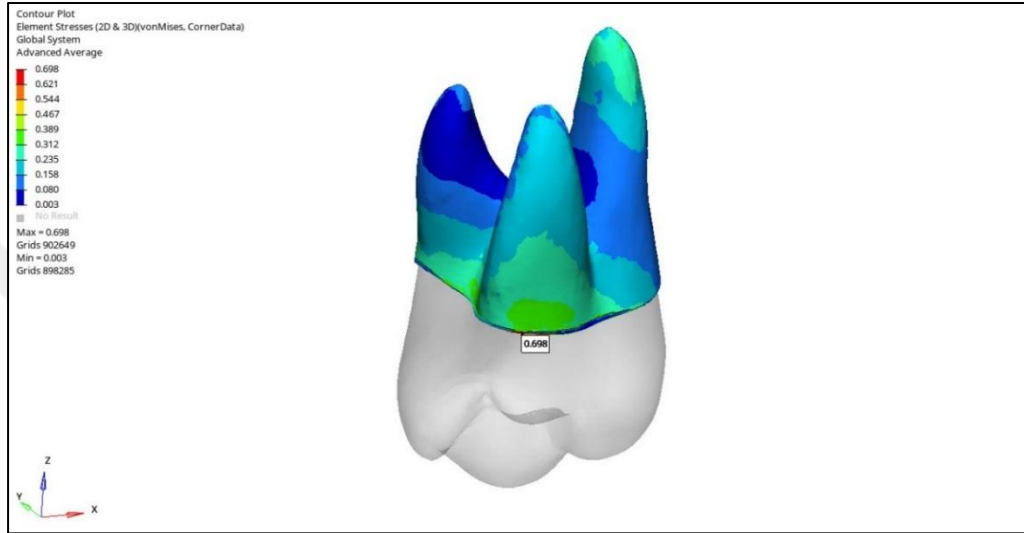
Şekil 4.60. Altıncı senaryodaki maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligamente ait Pmax bulguları.

Altıncı senaryoda yapılan analiz sonucunda maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri 1.306 ile -1.605 MPa arasında değişmektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek kompresif stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin palatinal kök ucu ve distal yüzde kole bölgesinde yoğunlaşmış ve palatal kök ucunda -1.605 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.61. Altıncı senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Pmin bulguları.

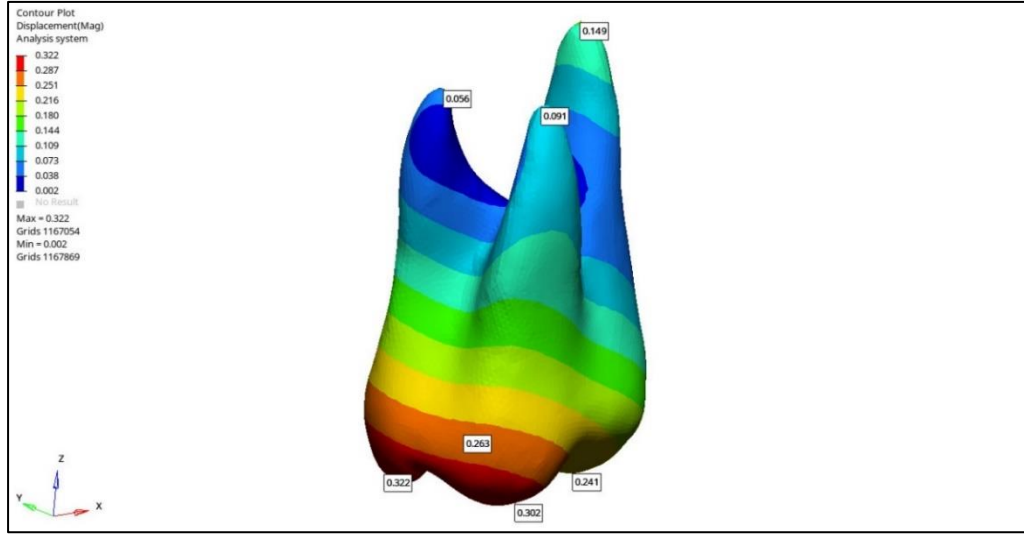
Analiz sonucuna göre maksillar birinci molar dişin çevresindeki periodontal ligament üzerinde meydana gelen Von Mises stres değeri 0.698 ile 0 MPa arasında değişim göstermektedir. Periodontal ligament üzerinde ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri distalize edilen maksillar birinci molar dişin mesiobukkal kökünün mesiale bakan kle bölgesinde 0.698 MPa olarak ölçülmüştür.



şekil 4.62. Altıncı senaryodaki maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentine ait Von Mises stres bulguları.

4.6.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Deplasman Bulguları

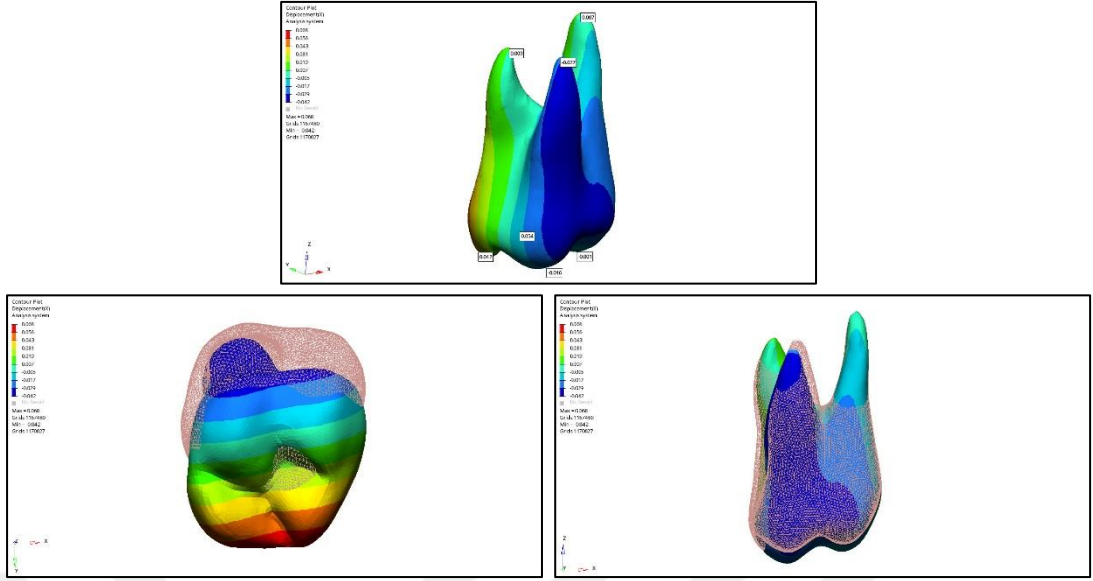
Altıncı senaryoda yapılan analiz sonucu her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek maksillar birinci molar dişin kronunda meydana gelen en fazla yer değişimi 0.322 mm olarak distobukkal tüberkül tepesinde ölçülürken; kökte gerçekleşen en az yer değişimi distobukkal kök ucunda ve 0.056 mm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.63. Altıncı senaryoda maksillar birinci molar dişte meydana gelen her üç eksendeki bileşke yer değişimi miktarları.

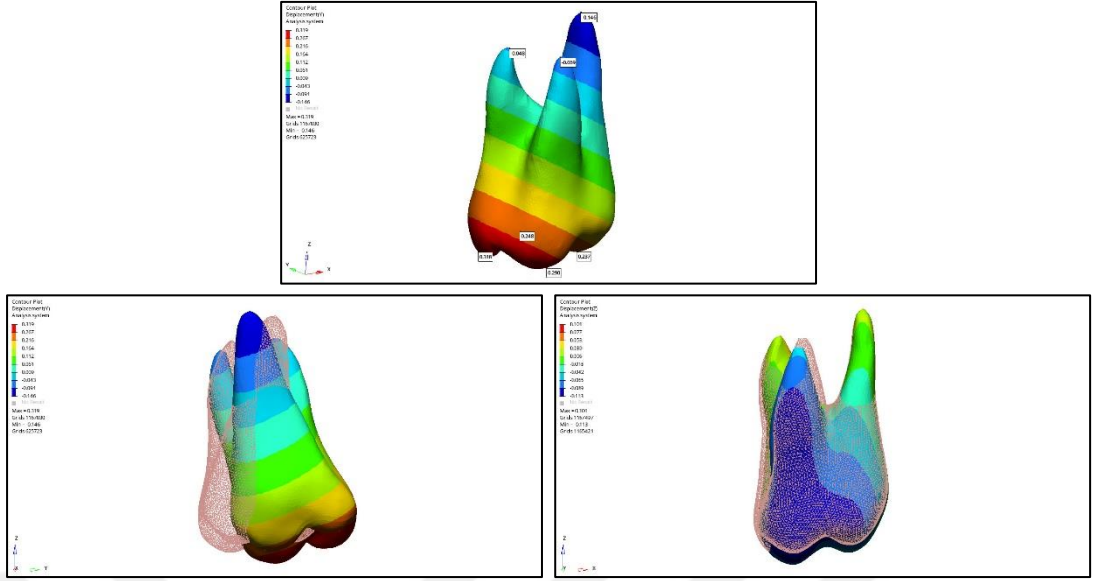
4.6.4. Maksillar Birinci Molar Dişe Ait Bulgular

Altıncı senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun X ekseninde maksimum yer değiştirme miktarı 0.068 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değişimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.054 mm olarak ölçülmüştür. X ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değişimi mesiobukkal kök ucunda -0.027 mm bulunmuştur.



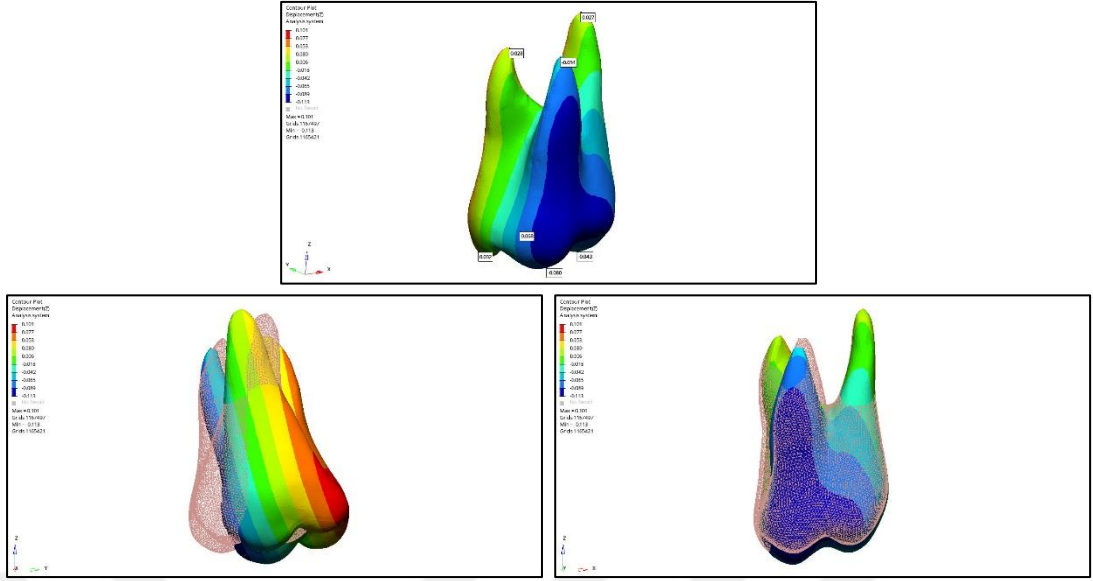
Şekil 4.64. a) Altıncı senaryoda X ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) X eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) X eksenindeki yer değışiminin XZ ekseninden görünümü.

Altıncı senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Y ekseninde maksimum yer değıştirme miktarı 0.319 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distobukkal tüberkül tepesinde 0.318 mm olarak ölçülmüştür. Y ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.146 mm bulunmuştur. Her bir kök ucundan yapılan ölçümlere göre en fazla yer değıştiren kök ucu -0.146 mm ile palatinal kök ucunda belirlenmiştir.



Şekil 4.65. a) Altıncı senaryoda Y ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) Y eksenindeki yer değışiminin XY ekseninden görünümü c) Y eksenindeki yer değışiminin YZ ekseninden görünümü.

Altıncı senaryoda distalize edilen maksillar birinci molar dişin kronunun Z ekseninde maksimum yer değıştirme miktarı 0.101 mm ölçülmüş ve her tüberkül tepesinden yapılan ölçümlere göre en fazla yer değışimi distopalatinal tüberkül tepesinde 0.068 mm olarak ölçülmüştür. Z ekseninde maksillar birinci molar dişin kökleri üzerinde yapılan ölçümlerde en fazla yer değışimi -0.113 mm bulunmuştur. Her bir kök ucundan yapılan ölçümlere göre en fazla yer değıştiren kök ucu -0.054 mm ile mesiobukkal kök ucunda belirlenmiştir.



Şekil 4.66. a) Altıncı senaryoda Z ekseninde meydana gelen yer değışim miktarları b) Z eksenindeki yer değışiminin XZ ekseninden görünümü c) Z eksenindeki yer değışiminin YZ ekseninden görünümü.

5. TARTIŞMA

5.1. Çalışmanın Amacının Değerlendirilmesi

Şeffaf plak tedavisi estetik, rahatlık, kolay temizlenebilirlik ve çıkarılabilir olmalarıyla klinik uygulamada yaygın olarak kullanılmasına rağmen, ortodontide kompleks diş hareketleri üzerindeki kontrolü tartışmalıdır. Devam eden bu tartışma karmaşık kuvvet sistemleri içeren gövdesel hareket veya kök hareketini elde etmenin zor olmasından kaynaklanabilir (Chi ve ark., 2021). Ravera ve ark. ataşmanların uygulanmasının diş hareketi üzerindeki kontrolü arttıracığını bildirmiştir (Ravera ve ark., 2016).

Hizalayıcıların etkinliğinin tartışılmasının nedenlerinden biri kuvvet aktarım mekanizması olabilir (Barone Paoli ve ark., 2017). Geleneksel sistemde ortodontik hareket, metal teller ve braketlerin dişle etkileşiminin bir sonucudur. Şeffaf plak sistemlerinde ise kuvvetler ve momentler şeffaf plakların şekli ve dişler arasındaki fark tarafından üretilir. Ek olarak distalizasyon gibi karmaşık hareketlerin çözülmesi ataşmanların kullanılmasını gerektirir, ancak şeffaf plakların ve ataşmanların biyomekanik performansını değerlendirmek için sınırlı sayıda çalışma yapılmıştır (Rossini Schiaffino ve ark., 2020).

Verma ve ark. yaptığı şeffaf plakların molar distalizasyonu üzerinde etkili olup olmadığına dair bir sistematik derlemeye 4 makale dahil edilmiş bunlardan 3 tanesi retrospektif çalışma iken bir tanesi vaka serisi seçilmiştir. Dahil edilen üç retrospektif çalışmadan biri iyi kalitede iken diğer ikisi orta kalitede bulunmuştur. Bu makalelerin genel kanıt düzeylerinin düşük olduğu bildirilmiştir. Mevcut literatürlerde dikey boyut, molar dişlerinin eğimi ve kesici dişlerin torqu üzerinde şeffaf plakların iyi kontrol sağladığını ve hizalayıcılarla 2-3 mm distalizasyonun mümkün olduğu ileri sürülmektedir (Verma P ve ark., 2021). Ancak bununla birlikte derlemelerin sınırlamaları dahilinde, kanıta dayalı sonuçların çıkarılması zordur ve sonuçlar dikkatli incelenmelidir.

Herhangi bir diş hareketinde kullanılan ataşmanların şekilleri değiştiğinde, şeffaf plak hizalayıcıları tarafından uygulanan kuvvet ve oluşan momentler farklı olacaktır ve bu değişiklik elde edilen diş hareketlerinde farklılığa yol açabilir. Ancak şeffaf plaklar ile dişlerin nasıl hareket ettiği ve ataşmanların diş hareketini nasıl etkilediği netlik kazanmamıştır (Chi Liu ve ark., 2021).

Mareike Simon ve ark. yaptığı bir çalışmada şeffaf plakların tedavi etkinliğinin eklene yardımcı ataşmanlar ve tedaviyi aşamanlandırma ile beraber premolar rotasyonu, keser torkları ve molar distalizasyonu üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda en yüksek doğruluğun molar distalizasyon grubunda elde edildiğini bildirmişlerdir. Bununla beraber en az 1.5 mm'lik bir distalizasyon planlandığında, ataşman kullanımının yüksek doğruluk ile hareketin gerçekleşmesine yardımcı olduğunu bildirmişlerdir. Ancak bu gözlemler horizontal düzlemde yapılmış ve diş üzerinde gerçekleşen tipping hareketinin etkileri analiz edilmemiştir (Simon Keilig ve ark., 2014b).

Şeffaf plakların kuvvet uygulama yönünde diş yüzeyleriyle sınırlı teması nedeniyle hizalayıcılarla molar distalizasyonu sırasında devrilme hareketini kontrol etmek zordur. Gomez ve ark. bir ark segmentini şeffaf plaklar ile ataşmanlar olmadan distale hareket ettirdiklerinde üst kanin dişinde saat yönünde bir moment ve distale eğim oluştuğunu göstermişlerdir. Molar dişlerin bukkal yüzeylerine yerleştirilen dikdörtgen ataşmanların gövdesel hareketi teşvik eden bir karşıt moment üreterek bu devrilme eğilimine karşı koymaya yardımcı olduğunu bildirmişlerdir (Gomez Peña ve ark., 2015).

Francesco Garino ve ark. erişkin sınıf II hastalar üzerinde yaptıkları bir çalışmada ataşman yerleştirmenin molar distalizasyonu üzerindeki kontrolünü değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada iki farklı grup oluşturulmuş; ilk grupta 2. molar kanin dişe kadar tüm kadranda vertikal ataşmanlar dişlere yerleştirilirken, ikinci grupta yalnızca 1. molar diş ile 1. ve 2. premolar dişlere vertikal ataşmanlar yerleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre iki çalışmada da 2. moların hareket miktarında önemli bir farklılık görülmemiştir. İkinci grupta ataşman olmadan 1. molar distalize

edildiğinde ankraj kaybının 2. moların daha az distale hareketine ve 1. moların önemli ölçüde distale devrilmesine sebep olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte 1. molar dişin ve kesici dişlerin distale hareketi tüm kadranda ataşman yerleştirilen ilk grupta anlamlı derecede daha fazla bulunmuştur. Bu durumu vertikal ataşmanların sadece molar distalizasyonu sırasında devrilmeyi kontrol altına almayı aynı zamanda anterior dişlerin retraksiyonu sırasında posterior bölgede ankrajı artırdığı şeklinde yorumlamışlardır (Garino ve ark., 2016).

Serena Ravera ve ark. 20 hasta üzerinde retrospektif olarak yaptıkları bir çalışmada şeffaf plaklar ile maksillar molar distalizasyonunu değerlendirmişlerdir. Distalizasyondan sonra 2. molar dişte önemli bir tipping ve kronun vertikal hareketleri olmaksızın mesiobukkal tüberkül üzerinde ölçülen ortalama 2.12 mm'lik hareket gözlemlendiğini, 1. molar dişte de önemli bir tipping ve kronun vertikal hareketleri olmaksızın mesiobukkal tüberkül üzerinde ortalama 2.25 mm sagittal pozisyonda değişiklik bildirmişlerdir (Ravera Castroflorio ve Garino, 2016).

Silvia Caruso ve ark. 10 hasta üzerinde yaptıkları retrospektif bir çalışmada şeffaf plaklarla Sınıf 2 lastikler ve vertikal dikdörtgen ataşmanlar yerleştirilmiş dişlerde kademeli distalizasyon yoluyla yapılan dental Sınıf II tedavinin, vertikal boyut üzerindeki etkilerini analiz etmişlerdir. Tedavi başı ve tedavi sonunda sefalometrik radyograflar üzerinde ölçümler yapılmış ve SN/GoGn birincil sonuç olarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarında tedavi başı ve tedavi sonu SN/GoGn değerlerinde istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir. Bu sonucun molar distalizasyonu sırasında dikey boyutun iyi bir şekilde kontrol edilmesini sağladığını bununla birlikte açık kapanış ve hiperdiverjan bireylerde şeffaf plaklarla 2-3 mm'ye kadar distal molar hareketinin etkili bir alternatif distalizasyon yöntemi olduğunu belirtmişlerdir (Caruso Nota ve ark., 2019).

Gabriele Rossini ve arkadaşları sistematik bir incelemede şeffaf plaklar ile dişlerin ortodontik hareketlerinin tahmin edilebilirliğine odaklanan *in silico* bir çalışma yapmışlardır, bu çalışmada farklı ataşman konfigürasyonlarını analiz ederek, şeffaf hizalayıcılarla ikinci maksiller molar dişin ortodontik distalizasyon hareketini

sonlu elemanlar analizi aracılığıyla değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda ataşmanlar ankraj ünitelerini güçlendirmek ve üst ikinci moların gövdesel hareketini kontrol edebilmek için kullanımının gerekli olduğunu bildirmişlerdir (Rossini Schiaffino ve ark., 2020).

Mareike Simon ve ark. yaptığı bir çalışmada şeffaf plakların tedavi etkinliğinin eklenen yardımcı ataşmanlar ve tedaviyi aşamanlandırma ile beraber premolar rotasyonu, keser torkları ve molar distalizasyonu üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda en yüksek doğruluğun molar distalizasyon grubunda, en düşük doğruluğun premolar derotasyon grubunda elde edildiğini bildirmişlerdir (Simon Keilig ve ark., 2014b).

Antonio Taffarel ve ark. şeffaf plaklarla tedavi edilen çekimsiz sınıf II maloklüzyonlu hastalarda maksillar molar distalizasyonunu inceledikleri bir çalışmada dijital arayüz ile planlanan tedavi sonu hedeflerinin elde edilen gerçek tedavi sonucundan daha iyi bir sonuç gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmada plakların kronu devirebildiğini ancak diş hareketi üzerinde kontrol eksikliği nedeniyle kökleri deviremediğini bildirmişlerdir (Taffarel ve ark., 2022)

J. Chi ve ark. sonlu elemanlar analizi ile maksillar molar distalizasyonunu değerlendirdiği bir çalışmada vertikal dikdörtgen ataşman, horizontal dikdörtgen ataşman, yarım ay şeklinde bukkal yüze yerleştirilmiş optimize ataşman ve ataşmansız modeller incelenmiştir. Çalışmada en fazla distalizasyon vertikal ataşmanlı senaryoda gerçekleşirken, en az distalizasyon ataşmansız modelde gerçekleşmiştir (Chi Liu ve ark., 2021).

Yapılan birçok çalışma ataşman varlığı ve yokluğu arasında distalizasyonun etkilerini değerlendirmiştir. Literatürde farklı ataşmanlarla molar distalizasyonunu inceleyen oldukça az sayıda çalışma bulunmaktadır. Molar distalizasyonunun gerçekleştirilebilirliği ve miktarları hakkında yapılan birçok çalışmanın yanında ataşman çeşitleri ve açılarının değiştirilmesi ile molar distalizasyonunu değerlendirmek, kullanılan ataşmanların olumlu ve olumsuz etkilerini ortaya

koyabilir. Buradan hareketle çalışmamız ataşmansız, vertikal ataşmanın 90 derece dik yerleştirildiği, 90 derece dik konumlu ve bevelli, 45 derece eğimli konumlandığı, 45 derece eğimli ve bevelli, 180 derece eğimli yerleştirilmiş versiyonları ile maksillar molar distalizasyonunu inceleyen literatürdeki ilk çalışmadır.

5.2. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Değerlendirilmesi

Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM), karmaşık geometrik nesnelerin şekli ve fiziksel özelliklerinin bilgisayarla oluşturulduğu matematiksel bir yöntemdir. Sonlu Eleman Analizi (FEA), heterojen malzeme özellikleri içeren düzensiz geometri içeren katılara uygulanabilme avantajına sahip, sayısal gerilim analizi için modern bir araçtır. Sonlu elemanlar analizi, hekime dentoalveolar kompleks içinde meydana gelen fizyolojik reaksiyonların anlaşılmasını genişletebilecek nicel veriler sağlar. Bu tür sayısal teknikler, doku reaksiyonlarının ve etkileşimlerinin daha iyi anlaşılmasını sağlayabilir (Konda ve Tarannum, 2012).

Sonlu eleman modellemesi üç biyomekanik alanında uygulanabilir: iskelet analizi, ortopedik cihazların analiz tasarımı ve doku büyümesi, yeniden şekillenme ve dejenerasyon analizi. FEM ayrıca iç yapılarda indüklenen gerilim-gerinim seviyeleri tespiti için de uygulanabilir. Bu yöntem aynı zamanda karmaşık şekilli ve farklı malzemelerdeki gerçek bir nesnenin eşdeğer matematiksel modellemesi için uygun potansiyele sahiptir. Böylece FEM, diş ve periodonsiyumun , karmaşık 3 boyutlu geometrik yapısının doğru bir şekilde modellenmesi için ideal bir yöntem sunar (Tanne ve ark., 1987). FE analizinin güvenilirliği sadece yükleme konfigürasyonuna değil aynı zamanda yapının geometrisine ve malzeme özelliklerine de bağlıdır (Cortona Rossini ve ark., 2020).

Ortodontik tedavide kullanılan kuvvet sistemleri karmaşıktır. FEM, çeşitli kuvvet sistemlerinin herhangi bir noktada ve herhangi bir yönde analitik olarak uygulanmasını mümkün kılar. Ortodontik diş hareketi, periodonsiyumdaki stres/gerilme dağılımındaki değişiklikler tarafından tetiklenen alveolar kemiğin

yeniden şekillenme süreçleriyle sağlanır. Sonlu elemanlar yöntemi, periodontal ligament (PDL) ve çevreleyen alveolar kemik içindeki stres durumunu tanımlamak için kullanılabilir. Ortodontik diş hareketini incelemek için bir araç olarak da kullanılabilir (Cattaneo ve ark., 2005). Ancak, in vitro ve in vivo çalışma sonuçları farklılık gösterebilir. Şeffaf plak deformasyonlarını analiz ederken, polimer malzemenin, sürtünme varlığının, termoplastik malzeme özelliklerinin, ısıyla biçimlendirme prosedürlerinin ve cihazın takılıp çıkarılmasının, hizalayıcı mekanik özelliklerini etkileyen faktörler olduğunu daima akılda tutmalıdır. Ne yazık ki, bu faktörlerin çoğu patentlidir ve şirketler tarafından paylaşılmaz ve bu nedenle FEM analizlerinin karmaşıklığını artırmak için kullanılamaz. Aynı zamanda fonksiyonel ve parafonksiyonel temaslardan kaynaklanan oklüzal kuvvetler, uygulanan ortodontik kuvveti etkiler (Rossini Parrini ve ark., 2015). Bu nedenle, gelecekteki FEM analizleri, ortodontik diş hareketi kontrolünde bu etkileri de dikkate almalıdır. FEM'den incelenen kuvvet sistemlerini doğrulamak için yüksek kaliteli klinik deneyler gereklidir. Ek olarak, her maksiller dişe yerleştirilen ataşman veya diğer ataşman tasarımları ile tekrarlanan simülasyonlar gibi diğer olasılıklar incelenerek çalışma geliştirilebilir.

Mevcut FE modelinin sınırlamalarından biri, uzun süreli ortodontik kuvvetlerin uygulanmasının bir sonucu olarak diş üzerindeki yer değiştirmeleri simüle etmenin zorluğunda yatmaktadır. Bunun nedeni, bu tür etkilerin değişken zaman dilimlerinde mevcut olan biyolojik olaylara (rezorpsiyon-apozisyon) bağlı olmasıdır (Cattaneo Dalstra ve ark., 2005). Bu olayları simüle etme yeteneği henüz FE simülasyon modellerine dahil edilmemiştir. Bu uygulamayı mevcut FE modellerinde geliştirme olasılığı araştırılmalıdır. Aynı zamanda FE analizi, kuvvetin uygulandığı ilk anda oluşan stres değişimlerini simüle etmektedir. Ancak diş hareketinin doğası gereği istenen hareket gerçekleştiğinde plağın uygulayacağı kuvvet zamanla azalmakta, bununla birlikte periodontal ligamentte oluşan stres değerleri değişim göstermektedir. Bu durum sonuçlar değerlendirilirken akılda tutulmalıdır.

5.3. Bulguların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda 0.3 mm kalınlığında şeffaf plaklar, 0.25 mm lineer kuvvet ile maksillar molar distalizasyonu sağlayacak şekilde gerçekleştirilen 6 farklı senaryo modellenmiş ve her bir senaryo için kuvvetin uygulandığı ilk anda meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeler, Von Mises gerilmesi, dişlerde meydana gelen deplasman miktarları ve yönleri incelenmiştir.

5.3.1. Şeffaf Plağa Ait Bulguların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda şeffaf plağa ait bulguları değerlendirdiğimizde şeffaf plakta ortaya çıkan tensile stres değerleri ataşmansız modeli temsil eden birinci senaryoda en yoğun, maksillar birinci molar ve ikinci premolar arasındaki kontakt noktalarına karşılık gelen şeffaf plak yüzeyinde oluşmuştur, bu bulgunun sebebi ataşmansız senaryoda kuvvet uygulama noktasının şeffaf plak yüzeyinde maksillar birinci molar dişin mesiobukkal yüzeyinden uygulanmasıdır. İkinci premolar ve birinci premolar dişlerde ankraj sağlayıcı herhangi bir ataşman bulunmaması bu dişlerin kontakt noktalarında tensile stres oluşmasına sebep olmuş olabilir. Ataşman eklenen senaryolar kendi aralarında değerlendirildiğinde en düşük Pmax değeri dördüncü senaryoda ölçülmüştür. Bunun sebebinin 45 derece açılı yerleştirilmiş ataşmanlı senaryoda kronun distal yönlü hareketinin diğer senaryolara kıyasla daha az gerçekleşmesi olduğunu düşünmekteyiz. Şeffaf plakta meydana gelen tensile stres plağın bu bölgelerde deformasyonuna da sebebiyet verebilir. Diğer tüm senaryolarda ise tensile stres değerleri ataşmanların alt yüzeyinde veya ataşmanın kenarlarına karşılık gelen plak yüzeylerinde görülmüştür. Bu bulgunun sebebi ise kuvvet uygulama noktasının ataşmansız modelde olduğundan farklı olarak plak yüzeyinden değil yerleştirilen ataşmanların aktif yüzeyleri üzerinden uygulanmasıdır. Bu uygulama ile tensile stres, maksillar birinci molar diş ile ikinci premolar diş arasındaki şeffaf plaktan büyük oranda ataşmanın çevre yüzeylerine taşınmıştır. Bu bulgulardan hareketle distalizasyon hareketi sağlamak için ataşman yerleştirmenin şeffaf plakta meydana gelen tensile stresin yerleşimi üzerinde doğrudan etkisi olduğu söylenebilir.

Ayrıca distalizasyon sağlanacak kadranda kontakt noktalarında oluşan tensile stres sebebiyle yan etkileri ortadan kaldırmak için premolar dişlere de ataşman yerleştirmenin faydalı olduğu çıkarılabilir.

Şeffaf plakta ortaya çıkan kompresyon stres değerleri değerlendirildiğinde ataşmansız modeli temsil eden birinci senaryoda kompresif stresler maksillar birinci molar dişin distalize edildiği yüzeye denk gelen şeffaf plakta oluşmuş ve ayrıca kuvvet uygulanan mesiobukkal yüzeyde görülmüştür. Birinci senaryoda kompresyon stresinin daha az çıkmasının sebebi ataşman yokluğunda dişi saran şeffaf plak yüzey alanının az olması ile materyalin daha esnek bir davranış sergilemesidir. Kompresif stresler maksillar birinci ve ikinci moların kontakt noktasında şeffaf plakta bükülmeye yol açıcı bir etki oluşturabilir. Diğer senaryolardaki kompresyon stresleri değerlendirildiğinde genellikle ataşmanın aktif kuvvet uygulanan yüzeyinde ve ek olarak dişin distale hareketini takip eden bukkal yüzeylerinde yoğunlaşmıştır. Bu bulgu ile ataşman yerleştirilen senaryolarda sıkışma kuvvetlerinin molarlar arası kontakt noktasından dişin bukkal yüzeyine ve ataşmanların aktif yüzeyine taşındığı çıkarılabilir. Bu bulguların sebebi kuvvetin uygulanan bölgede oluşan basınç alanı ile dişin hareket yönünde şeffaf plakta sıkışma kuvvetleri oluşturması ve kompresif stresler meydana getirmesidir.

Şeffaf plak yüzeylerinde biriken Von Mises stres yoğunlaşma bölgelerini inceleyecek olursak, birinci senaryoda 1. molar ve 2. premolar dişin kontakt noktalarına karşılık gelen plak yüzeyinde, ikinci, dördüncü ve altıncı senaryolarda kuvvetin uygulandığı aktif ataşman yüzeylerine karşılık gelen şeffaf plak üzerinde, üçüncü ve beşinci senaryolarda ise ataşmanın distal kenarına karşılık gelen şeffaf plak üzerinde görülmüştür. Buradan hareketle ataşmanlara eklenen bevel şeffaf plakta deformasyona uğrayabilecek alanının, dişin hareketi yönünde gerçekleşmesine sebep olabilir. Oluşturulan diğer ataşmanlı senaryolarda potansiyel deformasyona uğrayabilecek alanlar, ataşmanın kuvvet uygulanan aktif yüzeyinde sınırlı kalmıştır. Altıncı senaryoda ölçülen Von Mises stres değerinin en yüksek ölçülmesinin sebebi ise, ataşman üzerindeki aktif yüzey alanının oluşturulan diğer senaryolardaki ataşmanlara kıyasla daha küçük olması olabilir.

5.3.2. Periodontal Ligamente Ait Bulguların Değerlendirilmesi

Maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentinde uygulanan distalizasyon kuvveti sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri esas alınarak tüm senaryolar değerlendirildiğinde; tüm senaryolarda oluşan tensile stresler maksillar birinci molar dişin bukkal köklerinin mesial servikal kısmında görülmüştür. Bu sonuç tipik bir devrilme hareketinde periodontal liflerin devrilme yönünde gösterdiği gerilme ile bağdaştırılabilir. Bununla birlikte en fazla tensile stres değeri 90 derece vertikal yerleştirilen ataşmanı temsil eden senaryo 2 de gözlenirken en az tensile stres değeri 45 derece açılı yerleştirilmiş vertikal ataşmanı temsil eden senaryo 4 de gözlenmiştir. Bu farklılık bize ataşman açıları değiştiğinde periodontal ligament üzerine etkileyen tensile stres değerlerinin bu değişimden etkilendiğini göstermektedir. Ayrıca ikinci senaryoda 90 derece açılı yerleştirilmiş ataşmanda tensile stresin en fazla çıkmasının sebebi, kuvvet aktarımının bu ataşmanın aktif yüzeyiyle dik açı oluşturacak şekilde iletilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. 45 derece yerleştirilmiş ataşman senaryosunda görülen değişimin, ataşmanın açısı değiştiğinde değişen aktif yüzey ile uygulanan kuvvetin bu yüzey ile yaptığı açığı daha da genişletmesi ve kuvvetin dikey dağılımının yanında yatay olarak dağılarak yanal kuvvetler oluşturması olduğu sonucunu çıkarabiliriz.

Maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentinde uygulanan distalizasyon kuvveti sonucu oluşan minimum asal stres değerleri esas alınarak tüm senaryolar değerlendirildiğinde; ataşmansız modeli temsil eden birinci senaryo hariç kompresyon stresleri palatinal kök ucunda yoğunlaşmıştır. Ataşmansız modeli temsil eden birinci senaryoda ise en fazla kompresyon stresi distobukkal kökün servikal kısmında görülmüştür. Bu bulgu ataşman yerleştirmenin diş hareketini kontrol altına almada faydalı olduğunu, ataşman yerleştirmeden yapılan distalizasyonun ise tipik bir devrilme hareketi şeklinde gerçekleştiği hakkında bilgi vermektedir. Bununla birlikte diğer senaryolar arasında en fazla kompresyon stresi gösteren vertikal ataşmanın 90 derece yerleştirildiği ikinci senaryodur. Ataşman yerleştirmek kök hareketi üzerinde kontrol sağlasa da vertikal 90 derece yerleştirilen senaryoda kuvvet aktarımının diğer senaryolara göre daha yüksek olduğu görülmektedir. En az kompresyon stresi gösteren

senaryo ise vertikal ataşmanın 45 derece açılı yerleştirildiği dördüncü senaryodur. 45 derece eğimli ve bevel eklenmiş beşinci senaryo ikinci en az kompresyon stres oluşturan senaryodur. Bu bulgu 45 derece açılı yerleştirilmiş ataşmanların aktif yüzeyleri ile uygulanan kuvvet arasında açı oluşturulmasının uygulanan kuvvetlerin yanal bileşenlerinin artması sebebiyle kökte meydana gelen kompresyon stresini azalttığı şeklinde yorumlanabilir.

Maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentinde oluşan Von Mises stresleri değerlendirildiğinde tüm senaryolarda birbirine çok yakın ve mesiobukkal kökün mesial servikal kısmında görülmektedir. Tüm senaryolarda Von Mises streslerin mesiobukkal kökün servikal mesial kısmında yoğunlaşması maksillar birinci molar diş distale hareket ederken bu bölgede meydana gelen gerilme kuvvetinin kompresyon stresinden daha fazla olması sebebiyle bu bölgede yoğunlaştığı söylenebilir.

5.3.3. Dişlerin Yer Değiştirme Miktarlarına Ait Bulguların Değerlendirilmesi

Maksillar birinci molar dişin distalizasyonu sırasında X ekseninde meydana gelen hareket miktarları hem kron tepeleri hem de kök uçlarından ölçülüp incelendiğinde, tüm senaryolarda en fazla palatinal hareket eden bölge distopalatinal kron tepesi bulunmuştur. Senaryolar arası kromda gerçekleşen deplasman miktarları değerlendirildiğinde en fazla palatinal deplasman gösteren senaryo ataşmansız model olan birinci senaryodur. Maksillar moları distalize edici kuvvet dişin bukkal mesial yarısından uygulandığından bu kuvvet ataşman yokluğunda dişte rotasyona ve palatinal doğru yer değiştirmeye sebep olmuş olabilir. Diğer senaryolar kendi arasında incelendiğinde kronu en fazla palatinal deplasman gösteren senaryolar üçüncü ve beşinci senaryodur. Her iki senaryoda da ataşmanların aktif yüzeylerine bevel eklenmiştir. Eklenen bu bevel daha fazla yanal kuvvetlerin oluşmasına sebebiyet vererek dişte rotasyonel bir hareketle birlikte palatinal deplasmana sebep olmuş olabilir. En az palatinal kron deplasmanı gösteren senaryo vertikal ataşmanın 45 derece açılı yerleştirildiği dördüncü senaryodur. Ataşmanı bevel eklenmeden açılı

yerleştirmek yanal kuvvetlerin oluşmasını engelleyerek rotasyona sebep olan kuvvetlerin önüne geçerek daha az palatinalde deplasmana sebebiyet verebilir. Kökte gerçekteşen hareketler incelendiğinde tüm senaryolarda palatinal kök ucu bukkal yönde deplasman göstermiştir. Ataşmansız senaryo modelinde kök ucu en fazla bukkal yönde deplasman gösterirken, diğer senaryolar kendi arasında incelendiğinde yine üçüncü ve beşinci senaryo en fazla bukkale deplasman gösteren senaryolardır. En az bukkale deplasman gösteren model dördüncü senaryoda görülmüştür. Tüm bu sonuçlara bakarak distalize edilen maksillar birinci molar diş üzerinde bukkopalatinal yönde en fazla kontrol sağlayan senaryo dördüncü senaryodur. Bu bilgiler ışığında, distalize edilmesi gereken bir diş aynı zamanda rotasyon hareketine de ihtiyaç duyuyorsa eklenen ataşmanlara bevel eklenmesi bu hareketi kolaylaştırabilir bir modifikasyon olarak görünmektedir.

Maksillar birinci molar dişin distalizasyonu sırasında Y ekseninde meydana gelen hareket miktarları hem kron tepeleri hem de kök uçlarından ölçölüp incelendiğinde tüm senaryolarda maksimum distale hareket distobukkal kron tepesinde ölçölmüştür. Senaryolar kendi içinde incelendiğinde distobukkal kron tepesinde en fazla distale deplasman gösteren senaryo 90 derece açılı yerleştirilmiş ataşmanı içeren ikinci senaryodur. Bunun sebebi ataşmanın vertikal yerleşimi sebebiyle aktif yüzeyin artması ve bu yüzeye kuvvetin dik uygulanmasıyla kuvvet aktarımının maksimum seviyede gerçekteşmesi olabilir. Öte yandan distale deplasmanın ikinci en fazla gerçekteştiği senaryo 180 derece açılı yerleştirilmiş horizontal ataşmanın olduğu model olan altıncı senaryodur. Buradan yola çıkarak yerleştirilen ataşmanların aktif yüzeylerinin uygulanan kuvvet yönü ile dik açı oluşturması distal yönlü hareket miktarını arttırma yönünde etkisi olabilir. Kök hareketleri incelendiğinde tüm senaryolarda en fazla mesial yönde deplasman gösteren palatinal kök ucu olmuştur. En az mesial yönde deplasman gösteren palatinal kök ataşmansız model olan birinci senaryodadır. Bu sonucun sebebi distalizasyon için uygulanan kuvvetin bir kısmının dişi X ekseninde hareket ettirecek şekilde yanal kuvvetler oluşturması olabilir. X ekseninde gerçekteşen hareketler incelendiğinde en fazla bukkale deplasman gösteren kök yine birinci senaryodadır ve bu bulguyu desteklemektedir. Diğer senaryolar kendi içinde incelendiğinde en fazla mesial yönde

deplasman gösteren kök 90 derece yerleştirilmiş vertikal ataşmanın olduğu ikinci senaryodur. Bu sonuç ile ataşman uygulandığında ataşmanın aktif yüzeyinden distal yönlü kuvvetin dik olarak uygulanması dişte meydana gelen distal tipping üzerinde doğrudan etkili olduğu söylenebilir. Nitekim en fazla mesiale deplasman gösteren ikinci senaryo 180 derece açılı yerleştirilmiş altıncı senaryodur ve burada da aktif yüzey azalmasına rağmen kuvvet ataşmanın aktif yüzeyine dik uygulanmaktadır. 45 derece açılı ataşman yerleştirilen dördüncü senaryoda palatinal kök mesiale en az deplasman gösteren kök iken ikinci en az deplasman gösteren ise beşinci senaryodur. Buradan hareketle ataşmanın açılı yerleştirilmesi ve uygulanan kuvvetin aktif yüzey ile açısının genişlemesi distalizasyon miktarı üzerinde doğrudan ve azaltıcı bir etki gösterdiği düşünülebilir.

Maksillar birinci molar dişin distalizasyonu sırasında Z ekseninde meydana gelen hareket miktarları hem kron tepeleri hem de kök uçlarından ölçülüp incelendiğinde tüm senaryolarda distopalatinal kron tepesi en fazla intrüzyon yönünde deplasman gösteren bölge iken en fazla ekstrüzyon yönünde hareket gösteren mesiobukkal kron tepesi olmuştur. Kök uçları değerlendirildiğinde palatinal ve distobukkal kök uçları birbirlerine çok yakın değerlerde intrüziv hareket gösterirken mesiobukkal kök ucu ekstrüziv yönde hareket etmiştir. Bu sonuçlar tipping hareketiyle uyumludur. Vertikal yönde kontrolü en iyi sağlayan senaryo bu sonuçlara bakıldığında 45 derece açılı ve bevel eklenmiş senaryo olan beşinci senaryodur. Bununla birlikte plakların mevcut kalınlığı ağız içi ortamda dişler üzerinde bite block etkisi ile intrüzyon hareketini destekleyebilir. Dolayısıyla bu çalışmada bite block etkisini simüle eden herhangi bir kuvvet oklüzal yönlü olarak çalışmaya dahil edilmediğinden yorumlanan sonuçlar gerçeği yansıtmayabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Şeffaf plaklar ve farklı açılarda yerleştirilmiş ataşmanlar ile gerçekleştirilen maksillar molar distalizasyonunun değerlendirildiği çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar şu şekilde özetlenebilir;

1. Maksillar molar distalizasyonu sağlamak için distalizasyonu istenen dişe ataşman yerleştirmek şeffaf plak üzerinde oluşan tensile stresin yerleşimini doğrudan etkilemektedir.
2. Ataşmanların aktif yüzey alanlarının küçülmesi şeffaf plak üzerinde oluşan kompresif stres değerlerini artırmaktadır. Bu durum plak üzerinde istenmeyen deformasyonlara sebebiyet verebilir.
3. Tüm senaryolar üzerinde molar distalizasyonu tipik devrilme hareketi şeklinde gerçekleşmiştir. Ancak ataşman yerleştirmenin kök üzerinde daha fazla kontrol sağladığı yönünde bulgular mevcuttur. Bu bulgular literatürdeki diğer çalışmaların bulguları ile uyumludur.
4. Distalizasyon için yerleştirilen ataşmanların açısı değiştirildiğinde periodontal ligament üzerinde oluşan stres değerleri de değişim göstermektedir. Ataşmanların aktif yüzeyleri ile distalizasyon kuvveti dik açı oluşturduğunda PDL üzerinde oluşan stresler artmaktadır.
5. Periodontal ligament üzerinde en fazla kompresif stres oluşturan senaryo 90 derece açılı yerleştirilmiş vertikal ataşmanın olduğu 2. senaryodur. 45 derece açılı yerleştirilen 4. senaryo PDL üzerinde en az kompresif stres oluşturan senaryodur. Ataşmanı açlandırmak distalizasyon sırasında kök üzerindeki kontrolü artırabilir görünmektedir.
6. X ekseninde gerçekleşen hareket değerlendirildiğinde bukkopalatinal yönde en fazla hareket eden senaryo ataşmansız senaryodur. Ataşmanlı senaryolarda en fazla hareket eden senaryolar 3. ve 5. senaryolardır. Bu senaryolarda ataşmanlara bevel eklenmesi yanal kuvvetlerin oluşumuna izin vererek dişte rotasyonel hareket oluşmasına sebebiyet verebilir. Distalize edilmek istenen

diş aynı zamanda rotasyon hareketine de ihtiyaç duyuyorsa ataşmana bevel eklenmesi bu hareketi kolaylaştırabilir.

7. Y ekseninde en fazla deplasman gösteren senaryo ataşmanın 90 derece açılı yerleştirildiği 2. senaryodur. Kuvvet uygulanan aktif yüzey alanının büyük olması ve distalizasyon kuvvetinin bu aktif yüzeye dik uygulanması en fazla distalizasyonun gerçekleşmesini sağlamıştır.
8. Vertikal yönde kontrolü en iyi sağlayan senaryo sonuçlara bakıldığında 45 derece açılı ve bevel eklenmiş senaryo olan beşinci senaryodur. Ancak çığneme kuvvetleri gibi daha kompleks kuvvetlerin ve şeffaf plak kalınlığından sebebiyle bite-block etkisi oluşturabilecek ağız içi vertikal yönlü kuvvetlerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi zordur. Bunun için daha detaylı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Sonlu elemanlar analizi ile yaptığımız mevcut çalışma tasarımımızda ancak kuvvetin uygulandığı ilk anda oluşan değişiklikler üzerinden bulgularımızı yorumlayabilmekteyiz. Ancak diş hareketi doğası gereği apoziyon ve rezorpsiyonu izleyen bir süreç olarak gerçekleşmekte olup bunu sonlu elemanlar analizi ile incelenebilir kılmak oldukça zordur. Bu sebeple çıkarılan sonuçlar dikkatli değerlendirilmelidir.

ÖZET

Şeffaf Plaklarla Tedavi Edilen Dental Sınıf II Vakalarda Konvansiyonel Ataşmanların Farklı Açısal Değerlerde Yerleştirilmesinin Maksillar Molar Distalizasyon Üzerine Etkinliğinin Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı Sınıf II maloklüzyona sahip bireylerde konvansiyonel ataşmanların farklı açısal değerlerde yerleştirilmesinin maksillar molar distalizasyonu sırasında dişlerde ve plakta oluşturduğu stress, gerilim ve yer değiştirmelerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesidir.

Çalışmamızda kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı arşivinde kayıtlı olarak bulunan herhangi bir kraniofasiyal anomalisi bulunmayan erişkin bir hastaya ait bilgisayarlı tomografi verileri kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizine uygun diş, şeffaf plak ve ataşman modelleri, maksilla kemik modelleri, periodontal ligament yapıları oluşturulmuştur. Üst birinci molar dişte meydana gelen distalizasyon hareketi ataşmansız model ve 5 farklı ataşman modeli içeren toplam 6 senaryo modeli ile incelenmiştir. Oluşturulan modellere 0.3 mm kalınlığında tasarlanan şeffaf plaklar ile 0.25 mm lineer distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Yapılan analiz sonucu oluşturulan modellerde PDL ve şeffaf plak üzerinde meydana gelen tensile stres, kompresyon stresi ve Von Mises stres değerleri ölçülmüş ve modeller üzerinde yer değiştirme miktarları incelenmiştir.

Çalışmamızda şeffaf plağa ait bulguları değerlendirdiğimizde şeffaf plakta ortaya çıkan tensile stres değerleri ataşmansız modeli temsil eden birinci senaryoda en yoğun, maksillar birinci molar ve ikinci premolar arasındaki kontakt noktalarına karşılık gelen şeffaf plak yüzeyinde oluşmuştur. Ataşman eklenen senaryolar kendi aralarında değerlendirildiğinde en düşük Pmax değeri dördüncü senaryoda ölçülmüştür. Ataşmanlı senaryolardaki kompresyon stresleri değerlendirildiğinde genellikle ataşmanın aktif kuvvet uygulanan yüzeyinde ve ek olarak dişin distale hareketini takip eden bukkal yüzeylerinde yoğunlaşmıştır.

Maksillar birinci molar dişin periodontal ligamentinde uygulanan distalizasyon kuvveti sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri tüm senaryolarda maksillar birinci molar dişin bukkal köklerinin mesial servikal kısmında görülmüştür. Bununla birlikte en fazla tensile stres değeri 90 derece vertikal yerleştirilen ataşmanı temsil eden senaryo 2 de gözlenirken en az tensile stres değeri 45 derece açılı yerleştirilmiş vertikal ataşmanı temsil eden senaryo 4 de gözlenmiştir.

Maksillar birinci molar dişin distalizasyonu sırasında X ekseninde meydana gelen hareket incelendiğinde; senaryolar arası kronda gerçekleşen deplasman miktarları değerlendirildiğinde en fazla palatinale deplasman gösteren senaryo ataşmansız model olan birinci senaryodur. Maksillar birinci molar dişin distalizasyonu sırasında Y ekseninde meydana gelen hareket miktarları hem kron tepeleri hem de kök uçlarından ölçülüp incelendiğinde tüm senaryolarda maksimum distale hareket distobukkal kron tepesinde ölçülmüştür. Senaryolar kendi içinde incelendiğinde distobukkal kron tepesinde en fazla distale deplasman gösteren senaryo 90 derece açılı yerleştirilmiş ataşmanı içeren ikinci senaryodur.

Çalışmamızın sonucunda tüm senaryolar üzerinde molar distalizasyonu tipik devrilme hareketi şeklinde gerçekleşmiştir. Ancak ataşman yerleştirmenin kök üzerinde daha fazla

kontrol sağladığı yönünde bulgular mevcuttur. Yerleştirilen ataşmanların açılarının değişmesi distalizasyon üzerinde değişen derecelerde etkileri mevcuttur.

Anahtar Kelimeler: Sonlu elemanlar analizi, Şeffaf plak, Ataşman, Molar distalizasyonu



SUMMARY

Evaluation of the Effectiveness of Placing Conventional Attachments at Different Angular Values on Maxillary Molar Distalization in Dental Class II Cases Treated with Transparent Plaques

The aim of this study is to examine the stress, tension and displacements caused by the placement of conventional attachments at different angular values in individuals with Class II malocclusion during distalization of the maxillary molars, with finite element analysis.

To create the maxilla bone model used in our study; Computed tomography data of an adult patient without any craniofacial anomalies registered in the archive of Ankara University Faculty of Dentistry Department of Orthodontics were used. Tooth, clear aligner and attachment models, maxilla bone models, periodontal ligament structures were created in accordance with finite element analysis. The distalization movement occurring in the upper first molar tooth was examined with a total of 6 scenario models, including an attachmentless model and 5 different attachment models. A linear distalization force of 0.25 mm was applied to the models created with transparent plates designed with a thickness of 0.3 mm. Tensile stress, compression stress and Von Mises stress values on the PDL and clear aligner in the models created as a result of the analysis were measured and the displacement amounts on the models were examined.

When we evaluated the findings of the clear aligner in our study, the tensile stress values that emerged in the clear aligner were formed on the surface of the clear aligner, which corresponds to the contact points between the maxillary first molar and the second premolar, which are the most intense in the first scenario representing the model without attachment. When the scenarios with attachments were evaluated among themselves, the lowest Pmax value was measured in the fourth scenario. When the compression stresses in the attachment scenarios are evaluated, they are generally concentrated on the active force applied surface of the attachment and additionally on the buccal surfaces following the distal movement of the tooth.

The maximum principal stress values resulting from the distalization force applied on the periodontal ligament of the maxillary first molar tooth were observed in the mesial cervical part of the buccal roots of the maxillary first molar tooth in all scenarios. However, the highest tensile stress value was observed in scenario 2, which represents the attachment placed vertically at 90 degrees, while the least tensile stress value was observed in scenario 4, which represents the vertical attachment placed at an angle of 45 degrees.

When the movement in the X axis during the distalization of the maxillary first molar tooth is examined; When the amount of displacement in the crown between scenarios is evaluated, the scenario with the highest palatal displacement is the first scenario, which is the model without attachments. During the distalization of the

maxillary first molar tooth, the amount of movement in the Y axis was measured and examined from both the crown crests and root tips, and the maximum distal movement was measured at the distobuccal crown crown in all scenarios. When the scenarios are examined within themselves, the scenario showing the most distally displacement on the distobuccal crown is the second scenario with the attachment placed at an angle of 90 degrees.

As a result of our study, molar distalization was realized as typical tipping movement on all scenarios. However, there is evidence that attachment placement provides greater control over the root. Changing the angles of the attached attachments has varying degrees of effect on distalization.

Key Words: Finite element analysis, Clear Aligner, Attachment, Molar distalization



KAYNAKLAR

- ADIGÜZEL, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme, bölüm 1: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1), 18-23.
- ANDREWS LF (1979). The straight-wire appliance. *British journal of orthodontics*, 6(3): 125-143.
- ANGLE EH (1928). The latest and best in orthodontic mechanism. *Dental Cosmos*, 70: 1143-1158.
- AYALI A. (2012). Mandibular Angulus Bölgesi Favorable ve Unfavorable Fraktürlerinde Uygulanan Farklı Fiksasyon Metotlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İncelenmesi. *Doktora Tezi*. Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC.
- BACCETTI T, FRANCHI L (2001). A new appliance for molar distalization. *Ortho News*, 1(22): 2-6.
- BARONE S, PAOLI A, RAZIONALE AV, SAVIGNANO R (2017). Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 33(8): e2839.
- BEERS A, CHOI W, PAVLOVSKAIA E (2003). Computer-assisted treatment planning and analysis. *Orthodontics & craniofacial research*, 6: 117-125.
- BEGG PR (1956). Differential force in orthodontic treatment. *American journal of orthodontics*, 42(7): 481-510.
- BERG R (1974). Komplikationen bei Anwendung von zervikalem Nackenzug. *Informationen aus Orthodontie und Kieferorthopadie*, 1: 39-44.
- BLECHMAN AM, SMILEY H (1978). Magnetic force in orthodontics. *American journal of orthodontics*, 74(4): 435-443.
- BOWMAN SJ Improving the predictability of clear aligners. pp. 65-75; pp. 65-75. Elsevier.
- BOYD RL (2008). Esthetic orthodontic treatment using the invisalign appliance for moderate to complex malocclusions. *Journal of dental education*, 72(8): 948-967.
- BOYD RL, WASKALIC V Three-dimensional diagnosis and orthodontic treatment of complex malocclusions with the invisalign appliance. pp. 274-293; pp. 274-293. Elsevier.
- BREZNIAK N, WASSERSTEIN A, SHMUEL E (1998). Prevention of third-party eye injuries from outer facebows. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 32(4): 230-231.
- BRIELMANN AA, PELLI DG (2018). Aesthetics. *Current Biology*, 28(16): R859-R863.
- BURSTONE CJ (2015). Physics and clinical orthodontics: 100 years ago and today. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 147(3): 293-294.

- BURSTONE CJ, PRYPUTNIEWICZ RJ (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American journal of orthodontics*, **77**(4): 396-409.
- BUSCHANG PH, SHAW SG, ROSS M, CROSBY D, CAMPBELL PM (2014). Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. *The Angle Orthodontist*, **84**(3): 391-396.
- CAPUTO AA, STANDLEE JP (1987) *Biomechanics in clinical dentistry*: Quintessence Publishing (IL).
- CARANO A (1996). The distal jet for upper molar distalization. *J Clin orthod*, **30**: 374-380.
- CARANO A, TESTA M, SICILIANI G (1996). The lingual distalizer system. *The European Journal of Orthodontics*, **18**(1): 445-448.
- CARUSO S, NOTA A, EHSANI S, MADDALONE E, OJIMA K, TECCO S (2019). Impact of molar teeth distalization with clear aligners on occlusal vertical dimension: A retrospective study. *BMC Oral Health*, **19**(1): 1-5.
- CATTANEO P, DALSTRA M, MELSEN B (2005). The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of dental research*, **84**(5): 428-433.
- CATTANEO PM, DALSTRA M, MELSEN B. The finite element method: A tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005; **84**:428-33.
- CERVINARA F, CIANCI C, DE CILLIS F, PAPPALETTERA G, PAPPALETTERE C, SICILIANI G, LOMBARDO L (2019). Experimental study of the pressures and points of application of the forces exerted between aligner and tooth. *Nanomaterials*, **9**(7): 1010.
- CHAUSHU G, CHAUSHU S, WEINBERGER T (1997). Infraorbital abscess from orthodontic headgear. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **112**(4): 364-366.
- CHI J, LIU Y, YANG L, SUN S, LIU W (2021). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Maxillary Molar Distalization Using Different Attachments with Clear Aligners.
- CORTONA A, ROSSINI G, PARRINI S, DEREGIBUS A, CASTROFLORIO T (2020). Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: a finite element study. *The Angle Orthodontist*, **90**(2): 247-254.
- CRAIG R. G. (2002). *Restorative Dental Materials* (11. bs.) Toronto: Mosby
- CRAIG RG (1989). *Restorative dental materials*.
- CUPERUS AMR, HARMS MC, RANGEL FA, BRONKHORST EM, SCHOLS JG, BREUNING KH (2012). Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **142**(3): 308-313.
- CURETON SL (1994). Headgear and pain. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, **28**(9): 525-530.

- DICKSON G (1983). Contact dermatitis and cervical headgear. *British dental journal*, **155**(4): 112.
- DJEU G, SHELTON C, MAGANZINI A (2005). Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **128**(3): 292-298.
- DRAKE CT, MCGORRAY SP, DOLCE C, NAIR M, WHEELER TT (2012). Orthodontic tooth movement with clear aligners. *International Scholarly Research Notices*, **2012**.
- ELSASSER WA (1950). Some observations on the history and uses of the Kesling positioner. *American journal of orthodontics*, **36**(5): 368-374.
- FRANKLIN F. E. (1998). Stress Analysis. M. Kutz (Ed.). *Mechanical Engineers' Handbook*. (s. 191-245). ABD: Wiley Publishing.
- GANTA GK, CHERUVU K, RAVI RK, REDDY RP (2021). Clear aligners, the aesthetic solution: a review. *International Journal of Dental Materials*, **3**(3): 90-95.
- GARINO F, CASTROFLORIO T, DAHER S, RAVERA S, ROSSINI G, CUGLIARI G, DEREGIBUS A (2016). Effectiveness of composite attachments in controlling upper-molar movement with aligners. *J Clin orthod*, **50**(6): 341-347.
- GENG J. P., TAN K. B. VE LIU G. R. (2001). Application of Finite Element Analysis In Implant Dentistry: A Review of The Literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**, 585-598.
- GIANCOTTI A, GARINO F, MAMPIERI G (2017). Use of clear aligners in open bite cases: an unexpected treatment option. *Journal of Orthodontics*, **44**(2): 114-125.
- GIANELLY AA, BEDNAR J, DIETZ VS (1991). Japanese NiTi coils used to move molars distally. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, **99**(6): 564-566.
- GOMEZ JP, PEÑA FM, MARTÍNEZ V, GIRALDO DC, CARDONA CI (2015). Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. *The Angle Orthodontist*, **85**(3): 454-460.
- GORMAN JC (1988). Treatment of adults with lingual orthodontic appliances. *Dental Clinics of North America*, **32**(3): 589-620.
- GOTO M, YANAGISAWA W, KIMURA H, INOU N, MAKI K (2017). A method for evaluation of the effects of attachments in aligner-type orthodontic appliance: Three-dimensional finite element analysis. *Orthodontic Waves*, **76**(4): 207-214.
- GRECO M, ROMBOLÀ A (2021). Precision bite ramps and aligners: An elective choice for deep bite treatment. *Journal of Orthodontics*: 14653125211034180.
- GREIG D (1983). Contact dermatitis reaction to a metal buckle on a cervical headgear. *British dental journal*, **155**(2): 61-62.

- GÜLAY G. (2010). Farklı destek ve konnektor tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonyum köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. *Doktora Tezi*. Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- GÜMÜŞ H. Ö. (2007). Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması. *Doktora Tezi*. Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- HAAS AJ Headgear therapy: the most efficient way to distalize molars. pp. 79-90; pp. 79-90. Elsevier.
- HAHN W, ENGELKE B, JUNG K, DATHE H, FIALKA-FRICKE J, KUBEIN-MEESBURG D, SADAT-KHONSARI R (2010). Initial forces and moments delivered by removable thermoplastic appliances during rotation of an upper central incisor. *The Angle Orthodontist*, **80**(2): 239-246.
- HAHN W, ZAPF A, DATHE H, FIALKA-FRICKE J, FRICKE-ZECH S, GRUBER R, KUBEIN-MEESBURG D, SADAT-KHONSARI R (2010). Torquing an upper central incisor with aligners—acting forces and biomechanical principles. *The European Journal of Orthodontics*, **32**(6): 607-613.
- HAJEER MY, MILLETT D, AYOUB A, SIEBERT J (2004). Applications of 3D imaging in orthodontics: part I. *Journal of Orthodontics*, **31**(1): 62-70.
- HANCI M., BOZDAĞ E. VE ARPACI A. (2000). Biyomekanik (s 10-55). İstanbul: Logos Yayıncılık.
- HAOUILI N, KRAVITZ ND, VAID NR, FERGUSON DJ, MAKKI L (2020). Has Invisalign improved? A prospective follow-up study on the efficacy of tooth movement with Invisalign. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **158**(3): 420-425.
- HARRIS K, OJIMA K, DAN C, UPADHYAY M, ALSHEHRI A, KUO C-L, MU J, URIBE F, NANDA R (2020). Evaluation of open bite closure using clear aligners: a retrospective study. *Progress in orthodontics*, **21**(1): 1-9.
- HAYDAR S, ÜNER O (2000). Comparison of Jones jig molar distalization appliance with extraoral traction. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **117**(1): 49-53.
- HENNESSY J, AL-AWADHI EA (2016). Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *Journal of Orthodontics*, **43**(1): 68-76.
- HENRIKSON B Treatment effects of the double loop distalizing arch wire in non extraction treatment. The European Begg Society of Orthodontics. pp. 19-24; pp. 19-24.
- HILGERS JJ (1992). The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *J Clin orthod*, **26**: 706-714.
- HOEVE T (1985). Palatal bur and lip bumper in non extraction treatment. *J. Clin. Orthod.*, **19**: 272-291.

- HOLBERG C, HOLBERG N, JANSON IR. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: A finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; **134**:53-9.
- HOLBERG C, RUDZKI-JANSON I. Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. *Angle Orthod* 2006; **76**(4):543-50.
- HOLLAND GN, WALLACE DA, MONDINO BJ, COLE SH, RYAN SJ (1985). Severe ocular injuries from orthodontic headgear. *Archives of ophthalmology*, **103**(5): 649-651.
- HUGHES T. J. R. (1987) *The Finite Element Method*. New Jersey: Prentice-Hall.
- ISAACSON RJ, LINDAUER SJ, DAVIDOVITCH M (1993). On tooth movement. *The Angle Orthodontist*, **63**(4): 305-309.
- İŞERİ H, TEKKAYA AE, ÖZTAN O, BİLGİÇ S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *Eur J Orthod* 1998; **20**(4):347-56.
- IWASAKI LR, HAACK JE, NICKEL JC, MORTON J (2000). Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **117**(2): 175-183.
- JECKEL N, RAKOSI T (1991). Molar distalization by intra-oral force application. *The European Journal of Orthodontics*, **13**(1): 43-46.
- JIANG T, JIANG Y-N, CHU F-T, LU P-J, TANG G-H (2021). A cone-beam computed tomographic study evaluating the efficacy of incisor movement with clear aligners: Assessment of incisor pure tipping, controlled tipping, translation, and torque. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **159**(5): 635-643.
- JIANG T, WU RY, WANG JK, WANG HH, TANG GH (2020). Clear aligners for maxillary anterior en masse retraction: a 3D finite element study. *Scientific Reports*, **10**(1): 1-8.
- JOFFE L (2003). Invisalign®: early experiences. *Journal of Orthodontics*, **30**(4): 348-352.
- JONES ML, MAH J, O'TOOLE BJ (2009). Retention of thermoformed aligners with attachments of various shapes and positions. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, **43**(2): 113-117.
- JONES R, WHITE J (1992). Rapid Class II molar correction with an open-coil jig. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, **26**(10): 661-664.
- KALRA V (1995). The K-loop molar distalizing appliance. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, **29**(5): 298-301.
- KANPITTAYA P, CHANGSIRIPUN C, JARUPRAKORN T, KOMOLPIS R, CHENGPRAPAKORN S, LAOAMATA V, SUWANWITID P (2021). Clear aligner: effectiveness, limitations and considerations. *J Dent Assoc Thai*, **71**: 232.

- KARRAS T, SINGH M, KARKAZIS E, LIU D, NIMERI G, AHUJA B (2021). Efficacy of Invisalign attachments: A retrospective study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **160**(2): 250-258.
- KESLING HD (1945). The philosophy of the tooth positioning appliance. *American journal of orthodontics and oral surgery*, **31**(6): 297-304.
- KESLING HD (1946). Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment. *American journal of orthodontics and oral surgery*, **32**(5): 285-293.
- KESLING PC (1988). Expanding the horizons of the edgewise arch wire slot. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **94**(1): 26-37.
- KIM T (2007) Illustrated Clear Aligner Fabrication Procedure. Seoul. Myungmun Publishing, Inc.
- KIM T-W, ECHARRRI P (2007). Clear aligner: an efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. *World journal of orthodontics*, **8**(1).
- KIM TW, PARK JH (2008). An aesthetic orthodontic treatment option: Fabrication and applications. *Dentistry today*, **27**(7): 132-135.
- KIM W-H, HONG K, LIM D, LEE J-H, JUNG YJ, KIM B (2020). Optimal position of attachment for removable thermoplastic aligner on the lower canine using finite element analysis. *Materials*, **13**(15): 3369.
- KINGSLEY NW (1880) *A treatise on oral deformities as a branch of mechanical surgery*: D. Appleton.
- KLOEHN SJ (1947). Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. *The Angle Orthodontist*, **17**(1): 10-33.
- KLOEHN SJ (1953). Orthodontics--force or persuasion. *The Angle Orthodontist*, **23**(1): 56-65.
- KONDA P, TARANNUM S (2012). Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences (JPBMS)*, **16**(16).
- KRAVITZ ND, KUSNOTO B, AGRAN B, VIANA G (2008). Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with Invisalign: a prospective clinical study. *The Angle Orthodontist*, **78**(4): 682-687.
- KRAVITZ ND, KUSNOTO B, BEGOLE E, OBREZ A, AGRAN B (2009). How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **135**(1): 27-35.
- KRIEGER E, SEIFERTH J, MARINELLO I, JUNG BA, WRIEDT S, JACOBS C, WEHRBEIN H (2012). Invisalign® treatment in the anterior region. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, **73**(5): 365-376.
- LOCATELLI R (1992). Molar distalization with superelastic Ni-Ti wire. *J. Clin. Orthod.*, **26**: 277-279.

- LOMBARDO L, PALONE M, LONGO M, ARVEDA N, NACUCCHI M, DE PASCALIS F, SPEDICATO GA, SICILIANI G (2020). MicroCT X-ray comparison of aligner gap and thickness of six brands of aligners: an in-vitro study. *Progress in orthodontics*, **21**(1): 1-12.
- LOU T, ANTHONY MAIR D (2020) An Historical Overview of Clear Aligner Therapy The Evolution of Clear Aligners.
- LUPPANAPORN LARP S, JOHNSTON JR LE (1993). The effects of premolar-extraction: a long-term comparison of outcomes in “clear-cut” extraction and nonextraction Class II patients. *The Angle Orthodontist*, **63**(4): 257-272.
- MCNAMARA JA, BRUDON WL, KOKICH VG (2001) *Orthodontics and dentofacial orthopedics*: Needham Press Ann Arbor.
- MCNEILL C (1997) *Science and practice of occlusion*: Quintessence Publishing (IL).
- MEIER B, WIEMER KB, MIETHKE R-R (2003). Invisalign®—patient profiling. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, **64**(5): 352-358.
- MELKOS AB (2005). Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign method. *Medical science monitor*, **11**(5): PI39-PI42.
- MEŠTROVIĆ S, ŠLAJ M, RAJIC P. Finite element method analysis of the tooth movement induced by orthodontic forces. *Coll Antropol* 2003; **2**:17-21.
- MILLER KB, MCGORRAY SP, WOMACK R, QUINTERO JC, PERELMUTER M, GIBSON J, DOLAN TA, WHEELER TT (2007). A comparison of treatment impacts between Invisalign aligner and fixed appliance therapy during the first week of treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **131**(3): 302. e301-302. e309.
- MOAVENI, S. (2003) *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*. New Jersey: Prentice Hall.
- MOAVENI, S. (2003) *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*. New Jersey: Prentice Hall.
- NAHOUM HI (1964). The vacuum formed dental contour appliance. *NY State Dent J*, **9**: 385-390.
- NAKAJIMA A, MURATA M, TANAKA E, ARAI Y, FUKASE Y, NISHI Y, SAMESHIMA G, SHIMIZU N. Development of three-dimensional finite element modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. *Dent Mater J* 2007; **26**:882-91.
- O'BRIEN, W.J. (1997) *Dental Materials and Their Selection*. Tokyo: Quintessence Publishing.
- OPPENHEIM A (1936). Biologic orthodontic therapy and reality. *The Angle Orthodontist*, **6**(2): 69-116.
- ORRIN R. Dental massage device: Google Patents; 1928.

- PHAN X, LING PH (2007). Clinical limitations of Invisalign. *Journal of the Canadian Dental Association*, **73**(3).
- PONITZ RJ (1971). Invisible retainers. *American journal of orthodontics*, **59**(3): 266-272.
- PROFFIT WR, FIELDS HW, LARSON B, SARVER DM (2018) *Contemporary orthodontics-e-book*: Elsevier Health Sciences.
- PROFFIT WR, SARVER DM, FIELDS HW (2007) *Contemporary orthodontics*. Elsevier.
- RAINERI W (1994). Innovations in Class II orthodontic correction. *The New York State Dental Journal*, **60**(5): 40-42.
- RAVERA S, CASTROFLORIO T, GARINO F (2016). Maxillary molar distalization with aligners in adult patients: a multicenter retrospective study. *Progress in orthodontics*, **17**(1): 1-9.
- RAVERA S, CASTROFLORIO T, GARINO F, DAHER S, CUGLIARI G, DEREGIBUS A (2016). Maxillary molar distalization with aligners in adult patients: a multicenter retrospective study. *Progress in orthodontics*, **17**(1): 1-9.
- REBHOLZ K, RAKOSI T (1977). Extraorale Kräfte und die Wirbelsäule. *Fortschritte der Kieferorthopädie*, **38**(3): 324-332.
- ROBERTSON L, KAUR H, FAGUNDES NCF, ROMANYK D, MAJOR P, FLORES MIR C (2020). Effectiveness of clear aligner therapy for orthodontic treatment: a systematic review. *Orthodontics & craniofacial research*, **23**(2): 133-142.
- ROSSINI G, PARRINI S, CASTROFLORIO T, DEREGIBUS A, DEBERNARDI CL (2015). Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *The Angle Orthodontist*, **85**(5): 881-889.
- ROSSINI G, SCHIAFFINO M, PARRINI S, SEDRAN A, DEREGIBUS A, CASTROFLORIO T (2020). Upper Second Molar Distalization with Clear Aligners: A Finite Element Study. *Applied Sciences*, **10**(21): 7739.
- ROSVALL MD, FIELDS HW, ZIUCHKOVSKI J, ROSENSTIEL SF, JOHNSTON WM (2009). Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **135**(3): 276. e271-276. e212.
- RUSSELL J (2005). Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets. *Journal of Orthodontics*, **32**(2): 146-163.
- SAMUELS R, BREZNIAK N (2014). Orthodontic facebows: safety issues and current management. *Journal of Orthodontics*.
- SEEL D (1980). Extra oral hazards of extra oral traction. *British journal of orthodontics*, **7**(1): 53-53.

- ŞEKER E. (2011). Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokularındaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. *Doktora Tezi*. Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC.
- SEO J-H, EGHAN-ACQUAH E, KIM M-S, LEE J-H, JEONG Y-H, JUNG T-G, HONG M, KIM W-H, KIM B, LEE S-J (2021). Comparative Analysis of Stress in the Periodontal Ligament and Center of Rotation in the Tooth after Orthodontic Treatment Depending on Clear Aligner Thickness—Finite Element Analysis Study. *Materials*, **14**(2): 324.
- SHERIDAN J, LEDOUX W, MCMINN R (1993). Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, **27**(1): 37-45.
- SIMON M, KEILIG L, SCHWARZE J, JUNG BA, BOURAUUEL C (2014a). Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **145**(6): 728-736.
- SIMON M, KEILIG L, SCHWARZE J, JUNG BA, BOURAUUEL C (2014b). Treatment outcome and efficacy of an aligner technique—regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health*, **14**(1): 1-7.
- SINGLA S, LEHL G (2014). Smile analysis in orthodontics. *Indian Journal of Oral Sciences*, **5**(2): 49-49.
- SLATER RD (2013). Speech and discomfort during lingual orthodontic treatment. *Journal of Orthodontics*, **40**(1_suppl): s34-s37.
- SMITH RJ, BURSTONE CJ (1984). Mechanics of tooth movement. *American journal of orthodontics*, **85**(4): 294-307.
- SONUGELEN M., ARTUNÇ C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik (1. bs.) İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- TAFFAREL IA, GASPARELLO GG, MOTA-JÚNIOR SL, PITHON MM, TAFFAREL IP, MEIRA TM, TANAKA OM (2022). Distalization of maxillary molars with Invisalign aligners in nonextraction patients with Class II malocclusion. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **162**(4): e176-e182.
- TAMER İ, ÖZTAŞ E, MARŞAN G (2019). Orthodontic treatment with clear aligners and the scientific reality behind their marketing: a literature review. *Turkish journal of orthodontics*, **32**(4): 241.
- TANNE K, SAKUDA M, BURSTONE CJ (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **92**(6): 499-505.
- 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* 1987; **92**:499-505.
- TUNA F. K. (2010). Farklı destek ve gövde boyutlarındaki kantilever köprülerde fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar yöntemiyle analizi. *Doktora Tezi*. Gazi Üniversitesi, Ankara.

- TWEED CH (1966) *Clinical orthodontics*: CV Mosby.
- ULUSOY M. VE AYDIN A. K. (2010). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I. (3. bs). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- UPADHYAY M, ARQUB SA (2021). Biomechanics of clear aligners: hidden truths & first principles. *Journal of the World Federation of Orthodontists*.
- VAN DER VEEN MH, ATTIN R, SCHWESTKA-POLLY R, WIECHMANN D (2010). Caries outcomes after orthodontic treatment with fixed appliances: do lingual brackets make a difference? *European Journal of Oral Sciences*, **118**(3): 298-303.
- VELİ İ. (2012). Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile incelenmesi. *Doktora Tezi*. Dicle Üniversitesi, Diyarbakır.
- Verma P, George AM. Efficacy of clear aligners in producing molar distalization: Systematic review. *APOS Trends Orthod* 2021;11:317-24.
- WAKABAYASHİ N, ONA M, SUZUKİ T, IGARASHİ Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008; **36**:46371.
- WEIR T (2017). Clear aligners in orthodontic treatment. *Australian dental journal*, **62**: 58-62.
- WHEELER TT Orthodontic clear aligner treatment. pp. 83-89; pp. 83-89. Elsevier.
- WIECHMANN D, RUMMEL V, THALHEIM A, SIMON J-S, WIECHMANN L (2003). Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **124**(5): 593-599.
- WILLIAMS J (1995). Orthodontic facebow injuries. *British journal of orthodontics*, **22**(4): 381-381.
- WILSON W, WILSON R (1980). New treatment dimensions with first phase sectional and progressive edgewise mechanics. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, **14**(9): 607-627.
- WRIGHT KW, YETTRAM AL. An analytical investigation into possible mechanical causes of bone remodeling. *J Biomed Eng* 1979; **1**(1):41-9.
- YAMAN S. D. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ve dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **5**, 87-96
- YÜZBAŞIOĞLU H. E. (2006). İmplantüstü sabit protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Doktora Tezi*. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun.
- ZHENG M, LIU R, NI Z, YU Z (2017). Efficiency, effectiveness and treatment stability of clear aligners: A systematic review and meta-analysis. *Orthodontics & craniofacial research*, **20**(3): 127-133.

ÖZGEÇMİŞ

I-Bireysel Bilgiler

Adı : Rukiye
Soyadı : ELİAÇIK

