T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ŞEFFAF PLAK TEDAVİSİNDE KULLANILAN FARKLI ATAŞMAN TİPLERİNİN MAKSİLLER KESER DİŞLERDEKİ TORK HAREKETİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Dt. Pınar HACIM MEHMEDALI

ORTODONTİ ANABİLİM DALI
DİŞ HEKİMLİĞİ DOKTORA PROGRAMI

DOKTORA TEZİ

ARALIK / 2021

T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ŞEFFAF PLAK TEDAVİSİNDE KULLANILAN FARKLI ATAŞMAN TİPLERİNİN MAKSİLLER KESER DİŞLERDEKİ TORK HAREKETİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Dt. Pınar HACIM MEHMEDALI

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Serkan GÖRGÜLÜ

Ortodonti Anabilim Dalı
Diş Hekimliği Doktora Programı

DOKTORA TEZİ

ARALIK / 2021

TEZ KABUL ONAYI

Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gülhane/Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Ortodonti Ana Bilim Dalında/Programında
Dt. Pınar HACIM MEHMEDALI tarafından hazırlanan
"Şeffaf Plak Tedavisinde Kullanılan Farklı Ataşman Tiplerinin Maksiller Keser Dişlerdeki Tork Hareketine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi"
Başlıklı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile
DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman/Başkan Ünvanı Adı SOYADI İMZA

Üniversite Adı, Ana Bilim Dalı Adı ..……

Bu tezin Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Üye: Ünvanı Adı SOYADI İMZA

Üniversite Adı, Ana Bilim Dalı Adı ...……

Bu tezin Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Üye: Ünvanı Adı SOYADI İMZA

Üniversite Adı, Ana Bilim Dalı Adı ...……

Bu tezin Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Üye: Ünvanı Adı SOYADI İMZA

Üniversite Adı, Ana Bilim Dalı Adı ...……

Bu tezin Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Tez Savunma Sınavı Tarihi:...../……./……

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gülhane/Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Gülhane/Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür

Tezin Teslim Edildiği Tarih: ……./……../……

BEYAN

Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Mevcut tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu,
- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Mevcut tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

(İmza)

Pınar HACIM MEHMEDALI

16.12.2021

ÖZET

ŞEFFAF PLAK TEDAVİSİNDE KULLANILAN FARKLI ATAŞMAN TİPLERİNİN MAKSİLLER KESER DİŞLERDEKİ TORK HAREKETİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, şeffaf plaklarla yapılan tedavilerde ataşman kullanımının ve ataşman çeşitlerinin keser dişlerde tork hareketi üzerine etkisinin sonlu elemanlar analizi kullanarak incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Maksiller keser diş ve kemik yapılarının modellenmesi için 28 yaşında sağlıklı erkek hastanın konik ışınlı bilgisayarlı tomografisi taranarak maksiller keser dişi segmente edilmiştir. Diş boyutları düzenlenmiş ve sonlu elemanlar analizine uygun model oluşturulmuştur. Keser dişteki tork hareketi; eğimli dikdörtgen ataşman, elipsoit ataşman, dikey dikdörtgen ataşman, yatay dikdörtgen ataşman, modifiye eğimli yarım silindir ataşman, modifiye yarım silindir ataşman ve ataşmansız olarak yedi farklı grupta incelenmiştir. Oluşturulan modellere şeffaf plaklar ile 10° tork hareketi uygulanmıştır. Yapılan analiz sonucuna göre modellerin yer değiştirme miktarları ile diş yüzeylerinde, kemikte ve periodontal ligamentinde Von Misses stres değerleri incelenmiştir.

Bulgular: Sonlu elemanlar analizi ile diş yüzeyindeki en yüksek Von Misses stres değeri eğimli dikdörtgen ataşmanlı modelde (18,6088 N/ (mm^2)) elde edilmiştir. Oluşturulan modellerde periodontal ligamentte (0,0312953 N/(mm^2)), kortikal kemikte (0,11864 N/(mm^2)) ve spongioz kemikte (0,003746 N/(mm2)) en yüskek Von Misses stres değerinin elipsoit ataşmanlı modelde elde edilmiştir. Modellerin maksimum yer değiştirme miktarları incelendiğinde transversal (1,899248 x 10^{-3} mm), sagittal (12,634 x 10^{-3} mm) ve vertikal (7,67324 x 10^{-3} mm) yönlerin hepsinde en fazla yer değiştirmenin, elipsoit ataşmanlı modelde olduğu görülmüştür.

Sonuç: Ataşmanlar üzerindeki köşe yapılarında daha fazla stres barındırdığı için yuvarlatılmış ataşmanların tedavi boyunca şeklini koruyabilmelerinin daha kolay olduğu sonucuna ulaşılmaktadır. Modellerde stres ve yer değiştirme miktarları incelendiğinde, ataşmansız yapılan şeffaf plak tedavilerinde de tork hareketinin

yapılabileceği görülmektedir. Ancak ataşman kullanılarak yapılan şeffaf plak tedavilerinde tork hareketinin daha etkili olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Şeffaf plak apareyi, Sonlu elemanlar analizi, Tork

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF DIFFERENT ATTACHMENT TYPES USED IN CLEAR ALIGNER THERAPY ON TORQUE MOVEMENT IN MAXILLARY INCISORS WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

Purpose: The aim of this study is to examine the effect of attachment use and attachment types on torque movement of incisors in treatments with clear aligners using finite element analysis.

Materials and Methods: In order to model the maxillary incisors and bone structures, the cone beam computed tomography of a 28-year-old healthy male patient was scanned and the maxillary incisor was segmented. Tooth dimensions were arranged and a model suitable for finite element analysis was created. Torque action in the incisor; Inclined rectangular attachment, ellipsoidal attachment, vertical rectangular attachment, horizontal rectangular attachment, modified inclined half-cylinder attachment, modified half-cylinder attachment and without attachment were examined in seven different groups. 10° torque movement was applied to the models created with transparent plates. According to the results of the analysis, the displacement amounts of the models and the Von Misses stress values on the tooth surfaces, bone and periodontal ligament were examined.

Results: The highest Von Misses stress value on the tooth surface was obtained in the bevelled rectangular attachment model (18,6088 N/ (mm^2)) by finite element analysis. It was measured that the highest Von Misses stress value in periodontal ligament(0,0312953 N/(mm2)); cortical bone (0,11864 N/(mm2)), and cancellous bone(0,003746 N/(mm2)) of the models was in the torque movement in the model with ellipsoid attachment. When the maximum displacement amounts of the models were examined, it was seen that the most displacement in all of the transversal (1,899248 x 10^{-3} mm), sagittal (12,634 x 10^{-3} mm) and vertical (7,67324 x 10^{-3} mm) directions was in the model with ellipsoid attachments.

Conclusion: It was concluded that rounded attachments are easier to maintain their shape throughout the treatment, since the corner structures on the attachments

contain more stress. When the amount of stress and displacement in the models are examined, it was seen that torque movement could be made by clear aligner treatments without attachments. However, it has been observed that torque movement is more effective in clear aligner treatments using attachments.

Keywords: Clear aligner, Finite element analysis, Torque

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam ve doktora eğitimim süresince, sabır ve özveri ile bilgisini ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen Anabilim Dalı Başkanım ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Serkan Görgülü'ye,

Eğitimim süresince her zaman desteğini hissettiğim, bilimsel tecrübelerinden yararlandığım değerli hocam Sayın Doç. Dr. Gökhan Serhat Duran'a,

Doktora eğitimimi beraber geçirmekten mutluluk duyduğum değerli ablalarım Dt. Esra Bozdoğan ve Dt. Ceren Yıldırım'a

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım Dt. Selcen Eser Mısır, Dt. Rüveyda Doğrugören, Dt. Kübra Yıldız, Dt. Şule Gökmen, Dt Ebru Yurdakurban, Dt. Simge Ayazoğlu, Dt. Sena İskurt Mısıroğlu, Dt. Gizem Demir, Dt. Özge Bilgiç, Dt. Hakan Bilgiç ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Bana olan sonsuz sevgi ve desteklerini hissettiğim canım aileme,

Ve meslek eğitimine başladığım ilk günden bu yana özverisi, desteği ve hayat enerjisi ile daima desteğini hissettiğim, eşim ve meslektaşım Uzm. Dt. Altan Yüksel Mehmedalı'ya

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

ÖZET ..... **vi**
ABSTRACT ..... **viii**
TEŞEKKÜR ..... **x**
İÇİNDEKİLER ..... **xi**
SİMGELER VE KISALTMLAR ..... **xv**
TABLOLARIN LİSTESİ ..... **xvi**
ŞEKİLLERİN LİSTESİ ..... **xvii**
1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. ESTETİĞİN TANIMI VE TARİHÇESİ **3**
2.1.1. Dental Estetik **3**
2.1.2. Ortodontide Estetik **3**
2.2. LİNGUAL ORTODONTİ **4**
2.3. ŞEFFAF PLAKLARIN TARİHÇESİ **4**
2.3.1. Birinci Jenerasyon Şeffaf Plaklar **6**
2.3.2. İkinci Jenerasyon Şeffaf Plaklar **6**
2.3.3. Üçüncü Jenerasyon Şeffaf Plaklar **7**
2.4. ŞEFFAF PLAKLARLA TEDAVİ SİSTEMLERİ **8**
2.4.1. Essix Sistemleri **8**
2.4.2. CAD/CAM Sistemleri **8**
2.4.2.1. Tek aşamalı plak sistemleri (Invisalign, EonAligner) **9**
2.4.2.2. Üç aşamalı plak sistemleri (CA-Clear Aligner, ECligner, Clearfix) **10**
2.5. CAD/CAM YÖNTEMİYLE HAZIRLANAN PLAKLARLA TEDAVİ AŞAMALARI **11**
2.5.1. Kayıtların Toplanması **11**
2.5.2. Tedavi Planı **11**
2.5.3. Şeffaf Plakların Uygulanması **12**
2.5.3.1 Termopliers yöntemi **13**

2.5.3.2. Mounding yöntemi..... 13
2.5.4. Şeffaf Plaklarda Diş Hareketleri 13
2.5.4.1. Tipping hareketi 14
2.5.4.2. Tork hareketi 14
2.5.4.3. Rotasyon düzeltimi 15
2.5.4.4. Ekstrüzyon hareketi 16
2.5.4.5. İntrüzyon hareketi..... 16
2.6. ŞEFFAF PLAKLARLA TEDAVİNİN AVANTAJLARI, DEZAVANTAJLARI VE LİMİTASYONLARI 16
2.6.1. Şeffaf Plak Tedavisinin Endikasyonları..... 17
2.6.2. Şeffaf Plak Tedavisi Limitasyonları 17
2.6.3. Şeffaf Plak Tedavisinin Avantajları 17
2.6.4. Şeffaf Plak Tedavisinin Dezavantajları 18
2.6.5. Şeffaf Plak Tedavisinde Oluşabilecek Problemler..... 18
2.7. ŞEFFAF PLAK TEDAVİSİNDE HASTA KONFORU 19
2.7.1. Ağrının Değerlendirilmesi..... 19
2.8. TEDAVİ SÜRESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ..... 19
2.9. HASTA MEMNUNİYETİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ..... 20
2.10. İNTERPROKSİMAL MİNE AŞINDIRMASI (Air-Rotor spring-ARS)..... 21
2.11. ESTETİK ORTODONTİDE RETANSİYON..... 23
2.12. FİZİKSEL GERİNİM VE STRES TESPİT YÖNTEMLERİ..... 23
2.12.1. Hayvan Deneyi Metodu 23
2.12.2. Matematiksel Modelleme Yöntemi..... 24
2.12.3. Foto-elastik Stress Ölçüm Metodu 24
2.12.4. Lazer holografi metodu 24
2.12.5. Sonlu Elemanlar Analizi Metodu 24
2.13. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ METODU VE UYGULANMASI..... 24
2.13.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Terminolojiler 25
2.13.1.1. Kuvvet 25
2.13.1.2. Gerilme-stres 25

2.13.1.3. Gerinim 26
2.13.1.4. Deformasyon 26
2.13.1.5. Gerilme –gerinim eğrisi 26
2.13.1.6. Elastik modülü- young modülü 26
2.13.1.7. Poisson oranı 27
2.13.1.8. Sonlu eleman 27
2.13.1.9. Düğüm 27
2.13.1.10. Rijit eleman 27
2.13.1.11. Sınır koşullar 27
2.13.1.12. Asal Stres – Principal İndeks 28
2.13.1.13. Von Mises Stres Gerilmesi 28
2.13.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensibi 28
2.13.2.1. Problemin Oluşturulması 28
2.13.2.2. Geometrik Model Oluşturma 28
2.13.2.3. Ağ yapısının oluşturulması 29
2.13.2.4. Malzeme özelliklerinin sisteme entegrasyonu 29
2.13.2.5. Sınır koşullarının belirlenmesi 30
2.13.2.6. Kuvvetin uygulanması 30
2.13.2.7. Sonuçların yorumlanması 30
2.14. SONLU ELEMANLAR ANALİZİNİN ORTODONTİDE KULLANIMI 30
3. GEREÇ VE YÖNTEM 35
3.1. GEOMETRİK MODELLERİN OLUŞTURULMASI 35
3.2. MAKSİLLER KESER DİŞ VE KEMİK DOKULARIN MODELLENMESİ 35
3.3. PERİODONTAL DOKULARIN MODELLENMESİ 37
3.4. PLAK VE ATAŞMANLARIN MODELLENMESİ 38
3.5. MODELLEMENİN TAMAMLANMASI 40
3.7. SINIR KOŞULLARININ PROGRAMA TANITILMASI 42
3.7. SİMÜLASYON VE KUVVETİN UYGULANMASI 45
3.8. SONUÇLARIN İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDRİLMESİ 45
4. BULGULAR 47

4.1. DİŞLERİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA MAKSİMUM VON MİSSES STRES DEĞERİ DAĞILIMI 48
4.2. MODELLRİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA PERİODONTAL LİGAMENTTEKİ VON MİSSES STRES DAĞILIMI 50
4.3. DİŞLERİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA MAKSİMUM YER DEĞİŞTİRME MİKTARI 52
4.4. MODELLERİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA KORTİKAL KEMİKTEKİ VON MİSSES STRES DAĞILIMI 58
4.5. MODELLERİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA SÜNGERİMSİ KEMİKTEKİ VON MİSSES STRES DAĞILIMI 60
4.6. MODELLERİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA ATAŞMANLARDAKİ VON MİSSES STRES DAĞILIMI 62
5. TARTIŞMA 65
5.1. ÇALIŞMANIN AMACI 65
5.2. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 67
5.3. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ 70
5.3.1. Dişlerin 10° Tork Hareketi Altında Maksimum Von Misses Değeri Stres Dağılımların Değerlendirilmesi..... 71
5.3.2. Modellerin 10° Tork Hareketi Altında Periodontal Ligamentteki Von Misses Stres Dağılımının Değerlendirilmesi 72
5.3.3. Dişlerin 10° Tork Hareketinde Yer Değiştirme Miktarlarının Değerlendirilmesi..... 72
6. SONUÇLAR 75
7. KAYNAKLAR 77

SİMGELER VE KISALTMLAR

IPR **:** Interproximal Reduction

ARS **:** Air-rotor stripping

N **:** Newton

CA **:** Clear Aligner

PET-G **:** Polietilen tereftalat glikol

FEM **:** Finite Element Anlysis

SEA **:** Sonlu Eleman Analizi

Pdl **:** Periodontal ligament

VOT **:** Virtual orthodontic technician

mm **:** Milimetre

mm^2 **:** Milimetrekare

stl **:** Stereolithography

τ **:** Makaslama stresi

CAD **:** Computer aided design

CAM **:** Computer aided manufacturing

TABLOLARIN LİSTESİ

Sayfa No:

Tablo 3.1. Young modülü ve poisson oranı 37
Tablo 3.2. Segmente edilmiş dişlerin üzerine ataşmanlar ve şeffaf plak ile eklenerek oluşturulan modeller 39
Tablo 3.3. Alışmada olışturulan farklı senaryoların düğüm ve eleman sayıları 42
Tablo 4.1. Dişlerin 10° tork hareketi altında Von Misses stres değeri dağılımı 48
Tablo 4.2. Modellenen dişlerde meydana gelen en yüksek Von Misses değerleri 50
Tablo 4.3. Farklı ataşman tipleri ile oluşturulan senaryolarda tork hareketi altında periodontal ligamentte oluşan Von Mises stres değerleri 51
Tablo 4.4. Dişlerin transversal yönde (x yönde) yer değiştirmesi 52
Tablo 4.5. Dişlerin sagitta yönde (y yönde) yer değiştimesi 54
Tablo 4.6. Dişlerin vertikal yönde (z yönde) yer değiştirmesi 55
Tablo 4.7. Dişlerin 10° tork hareketinde transversal, sagittal ve vertikal yöndeki hareket miktarları 57
Tablo 4.8. Kortikal kemikte oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüleri 58
Tablo 4.9. Süngerimsi kemikte oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüleri 60
Tablo 4.10. Ataşmanların üzerinde oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüleri 62
Tablo 4.11. Ataşmanların üzerinde oluşan Von Misses stres gerilmesi 64

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Sayfa No:

Şekil 3.1. PDL eklenmiş maksiller keser diş modeli 38
Şekil 3.2. Kemik içine gömülmüş maksiller diş modeli 38
Şekil 3.3. Diş ve PDl modellerinin ağ yapısına dönüştürülmesi..... 41
Şekil 3.4. Modellerin sabitlenmesinin görüntüsü 43

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde yetişkin hastaların ortodontik tedaviye olan talebinin artması ile birlikte şeffaf plak gibi daha estetik tedavi yaklaşımlarına ilgi artmıştır (1). Şeffaf plaklar ile ortodontik tedavi, diş düzeltilmesinin yanında dişlerinde sabit aparey istemeyen hastalar için iyi bir tedavi seçeneği olmuştur. İlk olarak 1997 yılında tanıtılan ve 1999 yılına gelindiğinde ortodontistler tarafından klinikte uygulanmaya başlanan şeffaf plak tedavisi, günümüzde birçok farklı firma tarafından tasarlanmakta ve üretilmektedir.

Şeffaf plak tedavisinin avantajları arasında; daha az görünür olması, hasta açısından kullanım kolaylığı, kısa randevu süresi, beslenme ve ağız hijyeni sağlama konusunda zorluk oluşturmaması sayılabilmektedir(2–6). Dezavantajları arasında ise kök paralelliğinin yeterince sağlanamaması, rotasyon düzeltilmesindeki eksiklikler, ekstrüzyondaki sınırlı kontrol, intermaksiller düzeltimdeki yetersizlikler, hekim kontrolü dışında meydana gelen bazı hareketler ve yüksek maliyet yer almaktadır (2,7–11).

Isıyla şekillendirilen şeffaf plaklar ile küçük diş hareketlerini gerçekleştirme prensibi ilk olarak 1945 yılında Kesling(12) tarafından tanıtılmıştır. Essix Sistem, Raintree Essix (1992, New Orleans, ABD) tarafından ufak diş hareketleri sağlamak amacıyla geliştirilen bir tekniktir. Bu teknikte modeller üzerinde hazırlanan şeffaf plaklar kullanılmaktadır. Alçı model üzerinde çıkıntılar oluşturarak veya plakların üzerinde özel pensler ile birtakım modifikasyonlar yapılarak plakların diş hareketi yapması sağlanmaktadır (13).

Şeffaf plak tedavilerinde retansiyonu arttırmak ve kompleks hareketleri kolaylaştırmak için farklı ataşman şekilleri tasarlanmıştır (14). Bu ataşman şekilleri arasındaki varyasyonlar, hekimlere farklı teknikleri uygulama imkânı vermektedir(15).

Bu araştırmanın amacı, şeffaf plak uygulamalarında üst keser dişlerde uygun tork değerlerine ulaşmak için kullanılan farklı ataşman tiplerinin etkinliğinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. ESTETİĞİN TANIMI VE TARİHÇESİ

Estetik terimi 1750 yılında ilk olarak Alman düşünür Alexander Gottieb Bavmgarten tarafından ortaya atılmıştır. Kökeni, Yunanaca ‘‘aesthesia’’ kelimesinden gelmektedir. Estetik, duyusal bilginin bilimidir ve güzel olanı aramak şeklinde de tanımlanabilir (16).

2.1.1. Dental Estetik

Güzel bir gülümseme özgüveninin yükselmesi ile sosyal ilişkilerde başarı getirmektedir(17–19). Böyle bir gülümseme, diş ve dişeti dokularının sağlığı ile mümkündür. Gülüş esnasında dudaklar ve dişeti arasındaki uyum ve tüm bu unsurların yüz ve dişler ile harmoni içinde olması olarak tanımlanmaktadır(17,20).

2.1.2. Ortodontide Estetik

Estetik, birçok diş hekimliği dalında olduğu gibi ortodontide de önemli bir kavramdır. Estetik ortodontik apareylerin üretimi, bireylerde sağlıklı dişlerin yanı sıra yüz görünümlerini de iyileştiren ortodontik tedavi taleplerinin artmasında etkili olmuştur(21). Erişkin bireylerde artan estetik beklentiler daha az görünen veya görünmeyen ortodontik tedavi seçeneklerine talep oluşturmuştur. Bu amaçla vinil, seramik, zirkon, plastik, polikarbon braketler ve teflon kaplamalı teller üretilmiştir. Estetik gereksinim talebi ile üretilen ilk braketler seramik ve plastik braketler olmuştur(22). Diş renginde üretilen bu braketlerle estetik ihtiyacı karşılanamayan hastalar, hekimleri dişlerin lingual yüzeylerine yapıştırılan lingual braketler ya da daha az görünen şeffaf plaklar gibi estetik ortodontik materyallerin kullanımına yönlendirmiştir. Bu yöntemler ile tedavi edilen hastaların estetik görünümlerinde ve tedavi sırasında özgüvenlerinde artış meydana gelmektedir (23).

Thai ve ark.(24) göz izleme teknolojisi kullanarak yapılan çalışmasında minimal ataşmanlı şeffaf plak, posterior ataşmanlı şeffaf plak, anteroposterior ataşmanlı şeffaf plak ve estetik braketli tedavilerdeki estetik kaygıları değerlendirmişlerdir. Katılımcıların en çok anteroposterior ataşmanlı plak tedavili fotoğraflara baktığı rapor edilmiş, aynı kişilere tedavi tercihi için yapılan anket

çalışmasında katılımcıların tamamında en çok tercih edilen tedavinin minimal ataşmanlı plaklar olduğu tespit edilmiştir.

2.2. LİNGUAL ORTODONTİ

Ortodontide 19. yy'ın sonlarından itibaren Dr. E. Angle tarafından bulunan labial sabit apareyler kullanılmıştır (25). 1970'li yıllarda bonding işlemlerinin gündeme gelmesi ile sabit apareylerin dişlerin lingual yüzeylerine de uygulanabileceği düşünülmüştür (26). 1980'lere gelindiğinde, lingual ortodontik tedaviye olan ilgi artmış ancak bu tedaviyi deneyen çoğu ortodontist birçok problemle karşılaşmıştır (25). Bu problemler arasında, direkt teknikle lingual braket yerleşiminin labial braketleme kadar iyi sonuç vermemesi, hekimin kontrol kaybının fazla olması, braketlerdeki okluzal eğimler nedeniyle arka dişlerde kapanışın bozulması, dil irritasyonu ve konuşma bozuklukları olmuştur. Bu sıkıntılar nedeniyle ortodontistlerin birçoğu detaylandırma için labial braketlemeyi seçmiş ve bu dönemde lingual braketlemeye olan ilgi azalmıştır (27). Behnaz ve ark. (28) tarafından yapılan derlemede, lingual ortodontik tedavilerde, bukkal ortodontik tedavilere göre ağrının erken başladığı, uzun sürdüğü, dil rahatsızlığı ve yeme güçlüğü oluşturduğu, uyumun daha uzun sürdüğü ve özellikle anterior dişlerin lingualinde plak oluşumu ve gingivitise daha fazla neden olduğu belirtilmiştir.

2.3. ŞEFFAF PLAKLARIN TARİHÇESİ

Bant, braket ve teller olmadan ısı ile şekillendirilen (termoplastik) şeffaf apareylerle küçük diş hareketleri yapma prensibi ilk olarak 1945 yılında Kesling tarafından tanıtılmıştır. Kesling (12) ortodontik tedavinin son aşamalarında kullandığı esnek positioner aygıtı kullanmaya başlamıştır. Marshall ve Horvay isimli araştırmacılar tarafından 1959 yılında üretilen ‘‘Vacuum Former’’ (basınçlı kalıplama cihazı) aygıtı kullanılmıştır. Nahoum (29) 1960 yılında bu aygıtı kullanarak ilk şeffaf plakları üretmiş, bir hasta üzerinde uygulamıştır ve tedavi sonuçlarını yayınlamıştır. Bu tedavi yöntemi birçok araştırmacı tarafından uygulanmış ve geliştirilmiştir(30–32). Plaklar arasında en bilineni Raintree Essix tarafından gelişitirilen essix plaktır (Raintree Essix Inc 4001 Division St, Metairie,

LA, ABD)(29–31). 1971 yılında Ponitz (32), invisible retainer adıyla plastik bir cihazdan bahsetmiştir ve cihazın belirli bir miktar hareketi sağlayabildiğini belirtmiştir.

1980'lerde yetişkin hastaların ortodontik tedavisinde, dişlere sıkıca oturacak şekilde vakumla oluşturulmuş şeffaf termoplastik plakların kullanımına başlanmıştır. Termoplastik materyalin plastik özelliğinden dolayı, sadece küçük miktarlarda diş hareketi yapılabilmekteydi. Aynı plakla daha fazla diş hareketi elde edilmek istendiğinde, yeni plak yapılmaktadır veya mevcut plak tekrar şekillendirilebilmektedir. Böylece daha fazla diş hareketi elde edilebilmektedir. Belirli bir sıcaklığa kadar ısıtılmış pensler ile plağın şeklini değiştirmek mümkündür. Bu sayede birden fazla plak yapma zorunluluğu ortadan kalkmıştır. Penslerle yeniden şekillendirme yapılırken termoplastik plaklar en fazla 3mm civarında gerilime uğratılabilmekte; daha fazlası plağı kuvvet uygulayamayacak kadar inceltmektedir. Isıtılmış penslerle yeniden şekillendirilen şeffaf plaklar oldukça az miktarda ve kontrolsüz diş hareketine neden olmaktadır. Daha fazla diş hareketi gereken durumlarda dişleri kademeli olarak hareket ettiren aparey serilerinden oluşan teknikler geliştirilmiştir (33).

1993 yılında Sheridan ve ark. (34) air rotor stripping işlemi ile dişleri düzeltebildiklerini bildirmişlerdir. Bu sistemler Kesling'in uygulamasına benzerdir fakat her diş hareketi için yeni düzenleme gerektirdiğinden dolayı zaman alıcı bir işlemdir.

Align firması tarafından 1997'de tanıtılan Invisalign şeffaf plak sistemi, 1999 yılından itibaren ortodontistler tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistem bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) kullanan ilk ortodontik tedavi yöntemidir. Bu teknoloji, her diş hareketi için yeni bir model elde etmek yerine, tek bir ölçü ile çok sayıda diş düzeni oluşturulmasına izin vermektedir.

Şeffaf plak sistemlerinin gelişimi 3 jenerasyona ayrılmaktadır (35,36):

2.3.1. Birinci Jenerasyon Şeffaf Plaklar

Bu sistemlerin en eski biçimleri, yalnızca hizalamaya dayanmaktadır ve hiçbir yardımcı aparey veya sistem dahil edilmemektedir. Plaklarla elde edilen diş hareketlerini değerlendiren çalışmalar da sınırlıdır (35). 2005 yılında Djeu ve ark.(37) çalışmalarında, şeffaf plak ile tedavi edilen grubu ortodontik mekaniklerle tedavi edilen grup ile karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar marjinal sırt düzeltimi ve kök angulasyonu açısından her iki tedavide de benzer sonuçlar bulurken; bukkolingual inklunasyon, okluzal temas, okluzal ilişki ve overjet değişiminde ortodontik mekaniklerle daha iyi sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir(37).

2.3.2. İkinci Jenerasyon Şeffaf Plaklar

Şeffaf plak sistemlerinin yaygınlaşması ve diş hareketlerinin geliştirilmesiyle kompozit dolgu maddesi ile yapılan ataşmanlar kullanılmaya başlanmıştır. Kravitz ve ark. (38) 2008 yılında interproksimal redüksiyon destekli şeffaf plak tedavileri ile ataşman destekli şeffaf plak tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 53 rotasyonlu kanin diş anterior şeffaf plak ile tedavi edilmiştir. Çalışmanın sonucunda her iki tedavinin sonuçları benzer bulunmuştur. Kravitz ve ark. (39) 2009 yılında 37 hasta üzerinde yaptıkları başka bir çalışmada, kanin dişlerin rotasyonu dışındaki hareketlerin etkinliği değerlendirilmiş ve anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yapılan iki çalışmada da bilgisayar destekli sonuçlar ile klinik olarak gözlemlenen diş hareketleri arasında büyük bir fark olduğu saptanmıştır. İkinci jenerasyon şeffaf plaklarda kullanılan ataşmanların diş hareketlerini iyileştirmediği tespit edilmiştir (35). Drake ve ark.(40) 2012 yılında yaptıkları başka bir çalışmada maksiller kesici dişlerdeki minör çapraşıklıklar değerlendirmiş ve sonuçlar öngörülen diş hareketinin sadece %55'inin gerçekleştiğini göstermiştir. Bu tek merkezli klinik çalışmada ortodontik diş hareketini şeffaf plaklar kullanarak incelemişlerdir. Aynı plağı 2 hafta boyunca kullananlar ile her hafta polivinil siloksan ile ölçü alarak yeni plak kullanlar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu çalışmada, diş hareketinin büyük kısmının plak kullanılmasından sonraki ilk 1 hafta içinde gerçekleştiği gözlemlenmiştir (40). Krieger ve ark. (41) invisalign sistem şeffaf plaklar ile tedavi edilen 50 hastayı

overbite düzeltimi açısından değerlendirmişler ve Align Teknoloji firmasının ClinCheck yazılımının sunduğu tedavi öngörüsü ile klinik tedavi sonucu arasında büyük bir tutarsızlık olduğunu saptamışlardır. Bu çalışmalar, şeffaf plakların öngörülen diş hareketlerini tam olarak gerçekleştirmede yetersiz olduğunu vurgulasa da literatürde yeterli verinin bulunmadığı gözlenmektedir . Şeffaf plakların ilk jenerasyonlarında kron ve kök hareketinde yeterli kontrol sağlanamadığından, diş hareketlerinin daha hassas sistemlerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (35).

2.3.3. Üçüncü Jenerasyon Şeffaf Plaklar

Eski jenerasyonlarla elde edilen tedavi sonuçlarını iyileştirmek ve diş hareketlerini daha iyi kontrol edebilmek amacıyla, şeffaf plakların kuvvet sağlama biçiminde değişiklikler yapılmıştır. Yeni jenerasyon sistemlerde ataşmanlar bilgisayar destekli yazılımlar ile otomatik olarak konumlandırılabildiği gibi operatör de gerekli görülen bölgeye ataşman yerleştirebilmektedir (35). Yaygın olarak kullanılan üç farklı ataşman tipi vardır: elipsoit, eğimli ve dikdörtgen.

Elipsoit ataşman tipi rotasyon düzeltilmesinde tek olarak, kök hareketi elde edilmesinde ise çift olarak kullanılır. Kesici, kanin ve premolar dişlerde kullanılan bu ataşman 3mm yüksekliğinde, 2mm genişliğinde ve 0,75-1mm kalınlığında uygulanmaktadır. Tek olarak kullanılan elipsoit ataşman, sabit ortodontik mekaniklerdeki geniş braket etkisine benzer şekilde rotasyon kontrolü sağlamaktadır. Çift olarak kullanıldığında ise kuvvet çifti oluşturarak, köklerin dikleştirilmesine izin vermektedir. Ayrıca elipsoit ataşmanlar yardımıyla konvansiyonel braketler gibi gövdesel hareket gerçekleştirilebilmektedir.

Dişlerin ekstrüzyon hareketinde daha çok eğimli ataşman kullanılmaktadır. Bu ataşmanlar 3-5mm genişliğinde, 2mm yüksekliğinde ve 0,25-1,25mm kalınlığında uygulanmaktadır. Sabit mekaniklere benzer şekilde şeffaf plak ile diş arasında meydana gelebilecek kaymayı sınırlayan aktif köşelere sahiptir.

Mezio-distal hareket gerektiğinde dikey dikdörtgen ataşmanlar kullanılmaktadır. Bu ataşmanlar 3-5mm yüksekliğinde, 2mm genişliğinde ve 0,5 mm kalınlığındadır. Bu ataşmanlar uzun boşlukların kapanmasını sağlarken daha paralel kuvvet uyguladığı ileri sürülmüştür (35).

Her üç ataşman türünde de dişe ilk yapıştırıldıklarında, plak dişe tam oturmaz. Hasta tarafından plaklar kullanıldıkça ataşmanlar plak slotlarını doldurana kadar aktif olurlar. Bu prensip edgewise tekniğinde olduğu gibi gerçekleşmektedir (35).

2.4. ŞEFFAF PLAKLARLA TEDAVİ SİSTEMLERİ

2.4.1. Essix Sistemleri

Essix sistemler ilk olarak Sheridan (34) tarafından 1993 yılında düşük maaliyetli, kullanımı kolay ve estetik bir aparey olarak tanıtılmış, sonrasında Raintree Essix (Raintree Essix, Inc., 4001 Division St,Metairie, LA ABD) tarafından geliştirilmiştir. Sheridan, dişlerde hareket oluşturabilmek için yeterli boşluk, yeterli kuvvet ve kuvvetin etkileyebileceği yeterli süre gerekmektedir. Essix plaklar; dişlerin ortodontik hareketi, anterior bölgede geçici köprü, yer tutucu, pekiştirme plağı, eklem plağı, alışkanlık kırıcı ve beyazlatma plağı gibi pek çok alanda kullanılmaktadır. Bu apareylerin en büyük dezavantajı ise her aşamada yeni ölçü alma gerektirmesidir. Essix sistemlerde ortodontik kuvvet ‘‘Thermoplier’’ (Dr. Keith Hilliard, Lakeland, Florida, ABD) isimli özel bir pens yardımı ile plağın belirli bölgelerinde çıkıntılar oluşturularak veya diş yüzeyine kompozit materyalden çıkıntılar yapılarak sağlanmaktadır. Plaklar gün içerisinde beslenme süresi dışında gün boyu ağızda takılı kalmalıdır (42). Essix tedavisinde hedeflenen hareket ayda 1 mm’dir. Bu aparey ile yeterli hareket sağlandıktan sonra hareketin devamı için tekrar ölçü alınarak yeni plağın yapılması gerekmektedir(34). Essix sistemler ile rotasyon, tork, ekstrüzyon, intrüzyon ve tipping hareketleri gerçekleştirilebilmektedir (43).

2.4.2. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemlerinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim ile laboratuvar teknikleri kullanılarak diş hareketleri elde edilmektedir (9,39,44,45). Şeffaf apareylerin yapımı Kesling’in set-up tekniğine dayanmaktadır. Bu teknikte, dişler tek tek kesilerek doğru pozisyona getirilmektedir. Ancak her

seansta ölçü alınması gerektiğinden hasta ve hekim açısından kullanışlı değildir. CAD/CAM tekniklerinde ise modeller dijital olarak tarandıktan sonra tedavi planı üç boyutlu yazılım programlarında oluşturup, plakların üretimine sistem üzerinden başlanmaktadır(2,11). Günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile üretim yapan çok sayıda şeffaf plak sistemi bulunmaktadır. Bu plaklar tek kalınlık ve sertlikte tek aşamalı olabildiği gibi yumuşaktan serte doğru kalınlığı ve sertliği artan üç aşamalı da olabilmektedir. Tek aşamalı olarak Invisalign ve Eon Aligner sistemleri örnek verilebilirken, üç aşamalı olarak Clear Aligner, ECligner ve Clearfix sistemleri sayılabilir(36).

2.4.2.1. Tek aşamalı plak sistemleri (Invisalign, EonAligner)

- Invisalign

1997 yılında Align Teknoloji firması Kesling, Nahoum ve Raintree Essix'in prensiplerini daha da ileri götürerek bilgisayar destekli teknolojiyi laboratuvar teknikleri ile birleştirmiştir (11). Bu sistemde bilgisayar ortamında hazırlanan set up, ‘‘ClinCheck’’ programı üzerinden hekime gönderilmektedir. ClinCheck, Inivsalign sistemini kullanan ve Invisalign internet sitesine kayıtlı olan ortodontistler için geliştirilmiş bir yazılımdır. Bu yazılımda hekimlere tedavi planını düzenleme imkânı ve istenilen diş hareketleri elde edilene kadar değişiklik talep etme hakkını sunar. Hekimin önerileri doğrultusunda 1 mm'den ince plastik materyalden oluşan bir dizi şeffaf plak, CAD/CAM teknikleri ile üretilmektedir. Bu plaklar splinte benzer şekilde dişlerin klinik kronlarını ve marjinal dişetinin bir kısmını kaplamaktadır. Her bir şeffaf plak ortalama 0,25-0,3 mm diş hareketi sağlanmaktadır. Plaklar günde en az 20 saat takılmalı ve iki haftada bir değiştirilmelidir(5,40,44). Invisalign tedavileri olgunun şiddetine göre 10 ile 50 plak arasında değişiklik gösterebilmektedir(2).

Eon Aligner:

2011 yılında kurulan Eon Aligner (EON Dental, Minneapolis, ABD) firması, plaklarını FDA onaylı poliüretan malzemeden üretmiştir. Eon Aligner sisteminde kullanılan plaklar Invisalign sisteminde kullanılan plaklardan daha incedir (0,3 mm).

2.4.2.2. Üç aşamalı plak sistemleri (CA-Clear Aligner, ECligner, Clearfix)

- ClearAligner

ClearAligner sistemi, seri halinde üretim yapan Invisalign sisteminden farklıdır(11). Kim (46) tarafından 1998 yılında öne sürülen bu tedavi tekniğinde tek bir ölçü ile tüm tedavi plakları seri bir şekilde üretilir. Bu teknikte üç haftada bir hastaya ait ölçüler üzerinden set up işlemi gerçekleştirilir. Model üzerinde yumuşak, orta ve sert olmak üzere farklı kalınlıklarda (0,5 mm, 0,625 mm, 0,75 mm) plastik plaklar (Duran, Scheu Dental, Almanya) basınç (Biostar, Scheu Dental, Almanya) veya vakum (Essix, Dentsply, Reintree Essix, LA, ABD) aygıtları ile şekillendirilir.

Invisalign sistemden farklı olarak her bir seansta farklı kalınlıklarda üç farklı aparey kullanılmaktadır. Sabit ortodontik tedavilerde başlangıçta ince ve esnek teller kullanılır; tedavinin ilerleyen safhalarında daha rijit ve kalın tellere geçilir. Benzer bir şekilde Clear Aligner tedavisinde ilk hafta ince plak (0,5 mm), daha sonra orta (0,625mm) ve kalın (0,75mm) plaklar kullanılmaktadır. Invisalign sisteminden farklı olarak bu sistemde, apareylerin her biri birer hafta kullanılmaktadır. Ayrıca Invisalign sisteminde plaklar yalnızca serbest dişetini örterken, Clear Aligner sistemde plaklar dişetinin 2mm'lik kısmını da örtmektedir. Plakların kullanımı erişkinlerde günde 17 saat, 14 yaşından küçük çocuklarda için 8-10 saat kullanılması önerilmektedir (10).

- ECligner

ECligner (eClear International, Seul, Kore) siteminde, Clear Aligner (Scheu Dental GmbH, Iserlorhn, Almanya) sisteminden farklı olarak modeller 3 boyutlu olarak tarandıktan sonra bilgisayar ortamına aktarılarak modeller üzerinde düzenleme yapılabilmektedir. Ortodontist internet üzerinden tedavinin her aşamasına ulaşabilir, tedavi planında değişiklik ve düzenleme yapabilir. Bu sistemde tedaviye başlamadan önce planlama aşamasında tedavi süresi, ücreti, kullanılacak plak sayısı ve yapılacak IPR miktarı belirtilmektedir. Sistem üzerinden hekimin onayı alındıktan sonra plaklar stereolithografi yöntemi ile üretilerek hekime gönderilmektedir. ECligner sisteminde kullanılan plaklar, CA Clear Aligner sisteminde kullanılan

plaklarla aynı kalınlıkta ve benzer yapıdadır. Plakların kullanımı erişkinlerde günde 17 saat, 14 yaştan küçük çocuklarda ise 8-10 saat takılması önerilmektedir (10).

2.5. CAD/CAM YÖNTEMİYLE HAZIRLANAN PLAKLARLA TEDAVİ AŞAMALARI

2.5.1. Kayıtların Toplanması

Tedaviye başlamadan önce ön tedavi kayıtları, çalışma modelleri, kapanış kaydı, panoramik, sefalometrik filmler ve fotoğraf kayıtları alınmalıdır. Tek fazlı teknikle Aquasil (Dentsply, Weybridge, İngiltere) veya çift fazlı teknikle Pentamix (ESPE Dental Ag,Seefeldi Almanya) gibi bir polivinil siloksan ile ölçü alınabilir. Alternatif olarak tek fazlı bir ölçü tekniği olan Impregum (ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) gibi bir polieter malzeme de kullanılabilir. Dişlerin maksimum interdijitasyon kaydı için silikon materyal ile kapanış kaydı alınır(2). Alınan ölçü üzerinden plak tasarımı ve tedavi planlaması yapılacağından dolayı tüm dişlerin net bir şekilde görünmesi önemlidir (2,47). Ölçüler, hava ile uzun süreli temasta sertleşme genleşmesi oluştuğundan geliştirilmiş sert alçı malzemesi ile dökülmelidir (48). Çalışma modeli üzerindeki tüm alçı defektleri düzeltildikten sonra şeffaf plak yapımına geçilebilir(46). Günümüzde bilgisayar donanımı ve yazılımdaki gelişmeler sayesinde geleneksel ölçü alım tekniklerinin yerine ağız içi tarama teknolojileri geliştirilmiştir (49).

2.5.2. Tedavi Planı

Elde edilen modeller tarandıktan sonra 3 boyutlu görüntüsü sisteme yüklenir ve tedavi planı oluşturulur. Sanal ortodonti teknisyeni (virtual orthodontic technician-VOT) modellerdeki dişleri segmente ederek hareket etmelerine izin verecek şekilde konumlandırılır. Klinik kronun dişeti çizgisi boyunca sanal bir dişeti yerleştirilerek rehber görevi görmektedir. Final kurulum yapıldıktan sonra, diş hareketleri okluzal ve interproksimal engeller olmayacak şekilde aşamalandırılır. Diş hareketinin hızı yazılım tarafından belirlenmektedir. Sanal ortodonti teknikeri, gerekli plak sayısı, hareketin miktarı ve karmaşıklığı ile ilgili verileri ortodontiste

gönderebilmektedir. Hastanın tedavi planlaması bittikten sonra 3 boyutlu modeller sisteme yüklenmektedir. Ortodontist sistem üzerinden tedavi planlamasını düzenlemekte ve gerekirse yeni bir plan oluşturabilmektedir. Kullanılan program üzerindeki final set up hekim tarafından onay verilmelidir. Maloklüzyonun şiddetine bağlı olarak tedavi boyunca kullanılacak plak sayısı ve mekanikler değişiklik göstermektedir. 3 boyutlu yazılım algoritmasında tüm tedavi planını görmek mümkündür. Üst ve alt arklar ayrı ayrı çalışılabilir veya bir bütün olarak tedavi edilebilir. Yazılım üzerindeki 3 boyutlu görüntüler fiziksel modellere dönüştürülebilmektedir, bu işlem ‘‘stereolitografi’’ olarak adlandırılmaktadır. Oluşturulan modeller üzerine özel plaklar kullanılarak ‘‘basınçlı plak basma cihazı’’ ile şeffaf plak üretimi yapılabilmektedir (50).

2.5.3. Şeffaf Plakların Uygulanması

Tüm şeffaf plaklar üretilip ayrı ayrı isimlendirilir ve dezenfekte edilerek uygulayıcı hekime gönderilir (50). Tedavinin ilk seansında şeffaf plaklar hastanın ağzına yerleştirilerek uyumu ve konforu kontrol edilir. Gerekli olan bölgelere air-rotor stripping (ARS) işlemi yapılabilmektedir (51).

Tek aşamalı sistemlerde hastaya plağını 1-3 hafta boyunca kullanması ve sonrasında kontrole gelmesi söylenir (51,52). İlk seans, hastaya plaklarını takıp çıkarması ve hijyeni ile ilgili bilgiler verilir, gerekirse hastanın daha rahat alışabilmesi için ataşman yerleştirilmesi bir sonraki randevuya ertelenebilir. Hastaların sık gelmesinin mümkün olmadığı durumlarda, hekim ataşmanları ilk randevuda da uygulayabilmektedir (52).

Bazı şeffaf plak sistemlerinde, çekimli tedavi gibi kompleks tedavilerde, plakların cam iyonomer siman ile yapıştırılması tavsiye edilmiştir (51). Tedavinin ilerleyen aşamalarında, hasta daha kısa aralıklarla çağırılabilir; plaklara girinti oluşturan termal pens yapılabilir veya bazı konsolidasyon teknikleri uygulanabilmektedir (52).

Şeffaf plaklarla diş hareketlerinde kullanılan alternatif yöntemler:

2.5.3.1 Termopliers yöntemi

Bu yöntemde şeffaf plaklar ısıyla şekillendirilerek hareket elde edilmektedir. İlave hareketler oluşturmak için çeşitli plierların kullanımı gerekmektedir. Kuvvetin dişlere iletilmesi ısı ile şekillendirilmiş projeksiyonların her zaman diş yüzeyine doğru yapılması ve pensin sıcaklığının 80̊-90̊ C olması önerilmektedir. Pens fazla ısıtıldığında plak yanmakta, az ısıtıldığında ise plastik sadece sıkışmakta ve kuvvet oluşmamaktadır. Pensin sıcaklığı dijital termometre kullanılarak ölçülebilmektedir (53).

2.5.3.2. Mounding yöntemi

Şeffaf plaklar üzerinde değişiklik yapmaya gerek olmadan, sadece mine yüzeyine kompozit dolgu maddesi ile tepecik oluşturularak kuvvet elde etme prensibine ‘‘mounding yöntemi’’ denilmektedir. Eklenen kompozit kalınlığı ortalama 1mm olmalıdır. Bu yöntemle ek diş hareketi oluşturmak için kontrol seanslarında kompozit eklemeler yapılabilmektedir. Kompozit kalınlığın fazla olduğu durumlarda plağın dişler üzerine tam oturması zorlaşabilmektedir. Elde edilecek hareketin türü kompozit tepeciğin diş kronu üzerindeki pozisyonuna bağlıdır. Kompozit tepecik dişin insizalinde konumlandırıldığında dişte devrilme hareketi yaparken, gingivalinde konumlandırıldığında gövdesel hareket yapmaktadır (53).

Diş hareketinin devamlılığı için plağın iç kısmında ve interproksimal bölgede boşluk oluşturulması gerekmektedir (53,54). Bu yöntem apareyin içerisinde boşluk oluşturan ‘‘Block out’’ işlemi ve interproksimal redüksiyon (IPR) işlemi ile dental arklarda boşluk yaratmayı hedeflemektedir (55).

2.5.4. Şeffaf Plaklarda Diş Hareketleri

2008 yılında Brezniak’ın(56) yaptığı çalışmada, şeffaf plakların kullanıldığı ilk yıllarda dişlerin gövdesel ve ekstrüzyon hareketlerinin beklendiği gibi gerçekleşmediği belirtilmiştir. Dişlerin kron ve kök kontrolünü arttırmak için metal braket, buton, power arm, elastik veya kompozit ataşmanların tedaviye eklenmesi düşünülmüştür. Bazı durumlarda şeffaf plaklar ile istenilen diş hareketi

yapılamamaktadır. Bu durumda plağın dişeti kenarlarına bakan yüzeyleri dişlerden uzaklaşmakta ve kuvvet dişlerin okluzalinde yoğunlaşarak intrüzyona neden olmaktadır. Bunun sonucunda, olası herhangi bir kuvvet çifti oluşumu engellenmekte ve dişin gövdesel hareketi gerçekleşmemektedir. Bu etki bir karpuz çekirdeğine başparmak ve işaret parmağı ile bastırıldığında karpuz çekirdeğinin fırlamasına benzetildiği için, ‘‘watermelon seed effect’’ olarak tanımlanmıştır (56). Bu etkiden kaçınmak için şeffaf plak tedavilerinde plakların yüzey alanını ve retansiyonunu arttıran ataşmanların kullanımının etkili olduğu belirtilmiştir. İntrüzyon ve tipping hareketi şeffaf plaklar tarafından gerçekleştirilebilen hareketler olduğundan ataşman kullanılması önerilmektedir. Fakat gövdesel hareket ve tork hareketi gerektiğinde çelişkili sonuçlar olabileceği bildirilmiştir (57). Diş hareketinin tipi ataşmanın pozisyonuna bağlıdır (53).

2.5.4.1. Tipping hareketi

Şeffaf plak tedavisinde; optimize edilmiş kök kontrol ataşmanları ve uzun vertikal dikdörtgen ataşmanlar sayesinde tipping kontrolü sağlanabilmektedir (52). Invisalign sistemlerde gingival uzantılardan da faydalanılarak kök hareketi elde edilebilir. Premolar çekimli vakalarda ‘‘power arm’’ isimli gingival uzantılar kullanılarak, kanin ve ikinci premolar dişlerin kök paralelliği sağlanabilir. Power arm’ın eklenmesi iki konuda avantaj sağlamaktadır. Bunlar, kuvvetin dişin direnç merkezinden geçmesini sağlamak ve şeffaf plağın distalinde ikincil bir moment oluşturmaktır (9).

2.5.4.2. Tork hareketi

Birçok araştırmacı tarafından, şeffaf plak tedavileri sonucunda dişlerdeki tork hareketinin gerçekleştirilmesinin oldukça zor olduğu rapor edilmiştir (37,56,58,59). 2014 yılında yapılan bir çalışmada şeffaf plaklarla yapılan tedavilerde, tork hareketinin keser dişlerdeki etkinliği %42 oranında bulunmuştur (60).

Şeffaf plaklar ile yapılan ortodontik tedavilerde dişlere tork hareketi uygulamak için termopliers pens ile plak yüzeyine çıkıntılar eklenebilmektedir (53).

Invisalign firması termopliers pens ile yapılan bu işleme, ‘‘power ridge’’ adını vermiştir. Tedavi sırasında eklenen power ridge ile plağın dişeti marjinine iyi bir şekilde oturmasını sağlamaktadır. Plak yüzeyindeki bu çıkıntılar sayesinde kuvvet çifti kontrol edilebilmektedir ve diş direnç merkezinde döndürülebilmektedir (58). 2013 yılında Castroflorio ve ark. (58) tarafından yapılan bir çalışmada, invisalign sistem şeffaf plaklar kullanılarak 12 hastanın üst kesici dişlerine lingual kök torku oluşturmak için, power ridge uygulamışlardır. Araştırmacılar, bu çıkıntıların kullanılmasının tork hareketini elde etmede fayda sağladığını belirtmişlerdir.

2.5.4.3. Rotasyon düzeltimi

Şeffaf plaklar ile tedavi yapan birçok ortodontist, özellikle kanin ve premolar dişlerdeki rotasyonun düzeltilmesinin oldukça zorlayıcı olduğunu belirtmişlerdir (38). Sheridan (55) tarafından 2004 yılında yayınlanan anket çalışmasında, Invisalign sistem şeffaf plak kullanan ortodontistlerin en çok dişlerdeki rotasyonların düzeltilmesinde zorlandığını ve sorunu çözebilmek için sabit apareylere ihtiyaç duyduklarını belirtmiştir. Şeffaf plak tedavileri ile 40°’den daha büyük rotasyona sahip dişlerin tedavisinde başarı sağlanmayabilmektedir. Kesici dişlerdeki rotasyonlar, şeffaf plaklarla kolaylıkla düzeltilebilmektedir (61). Kanin dişlerde rotasyon düzeltimi daha zorlayıcı olmaktadır ve bu dişlerde ataşman eklemesi ihtiyacı doğabilmektedir (14,51). 2014 yılında Simon ve ark. (14) yaptığı bir çalışmada, kısa kron boyuna sahip ve az miktarda undercut içeren premolar dişlerde, rotasyon hareketi gerçekleştirebilmek için ataşman ile desteklenmesi gerektiği belirtilmiştir (14). 35°’den daha büyük rotasyona sahip dişlerde, şeffaf plak tedavisine geçilmeden önce farklı mekanikler ile rotasyonların düzeltimi önerilmiştir (52). Örneğin elastik zincirler ile kuvvet çifti oluşturularak rotasyon normal sınırlara getirilebilmektedir. Kayıtların rotasyon düzeltiminden sonra alınması önerilmiştir. Hafif rotasyona sahip dişlerde ise, kuvvet çifti mantığı ile, şeffaf plağın mesiobukkal ve distolingual kısımlarına özel aletlerle baskı noktaları oluşturulabilmektedir (52).

2.5.4.4. Ekstrüzyon hareketi

Şeffaf plaklar ile yapılan ortodontik tedavilerde ekstrüzyon hareketini elde etmek zor olmaktadır (51). Bazı vakalarda, tek dişin ekstrüzyonuna yardımcı olmak için buton ve elastiklerden faydalanılabilmektedir. Birden fazla dişin ekstrüzyonunu gerektiren ön açık kapanış vakalarında şeffaf plaklar kullanılabilmektedir (52). 2019 yılında Savignano ve ark. (62), şeffaf plak tedavilerinde ataşman kullanılmadığında ekstrüzyon hareketinin gerçekleştirilemediğini bildirmişlerdir. Maksiller keser dişlerde ekstrüzyon hareketini gerçekleştirmek için en etkin ataşmanın, dikdörtgen palatal ataşman olduğu bulunmuştur.

2.5.4.5. İntrüzyon hareketi

Şeffaf plaklar, vertikal kontrolün sağlanmasında oldukça başarılıdır (52). Plaklar, dişlerin tek tek veya segmental olarak intrüzyonunu başarıyla sağlayabilmektedir. İntrüzyon hareketinde ankrajı arttırmak için genellikle ataşmanlara ihtiyaç duyulmaktadır, ancak hafif intrüzyon gerektiren vakaların ataşmansız olarak da tedavisi yapılabilmektedir (9). 1mm'den fazla posterior intrüzyon gereken vakalarda, geçici ankraj üniteleri uygulanabilmektedir (52).

2.6. ŞEFFAF PLAKLARLA TEDAVİNİN AVANTAJLARI, DEZAVANTAJLARI VE LİMİTASYONLARI

Şeffaf plak tedavilerinde vaka seçimi ile ilgili farklı görüşler bulunmaktadır. Boyd (45), şeffaf plakların, hafif çapraşıklığı ve diasteması bulunan yetişkin hastaların tedavisinde kullanılabileceği belirtilmiştir. Graber (9) ise hafif ve orta dereceli düzensizlikleri olan erişkin hastaların şeffaf plaklarla etkin bir şekilde tedavisinin gerçekleştirilebilineceğini ancak adölesanlar için ilk seçenek olmayabileceğni belirtmiştir. Şeffaf plakların ilk kullanıldığı yıllarda genellikle hafif ve orta dereceli çapraşıklığı bulunan çekimsiz vakaların tedavisinde başarılı olabildiği görüşü hakimdi. Ancak son yıllarda ataşmanların geliştirilmesi ile çekimli kompleks vakaların da başarılı bir şekilde tedavisinin gerçekleştirilebildiği bildirilmiştir (63).

2.6.1. Şeffaf Plak Tedavisinin Endikasyonları

1. Hafif ve orta dereceli çapraşıklık (1-5mm)(7,46)
2. Yer problemleri (diastema 1-5mm)(7,46)
3. Derin kapanış problemleri (7)
4. Ekspansiyon ihtiyacı olan ancak tippingden kaçınılması gereken daralmış arklarda (7,46)
5. Relaps vakalarında (46)
6. 1 veya 2 dişin intrüzyonu gereken vakalarda
7. Alt keser çekimi ile tedavi edilebilecek şiddetli mandibuler çapraşıklık vakalarında

2.6.2. Şeffaf Plak Tedavisi Limitasyonları

1. Açık kapanış vakaları
2. Şiddetli rotasyonlu dişler
3. 45° den fazla eğimli dişler
4. 5mm ‘den fazla yer darlığı veya fazlalığı
5. Antero-posterior iskeletsel uyumsuzlıuklar
6. Sentrik ilişki ve sentrik oklüzyon uyumsuzlukları
7. Kısa kronlu dişler
8. Oligodonti(7)

Kompleks vakalarda, şeffaf plaklar ile tedavisi belirli bir seviyeye kadar yapıldıktan sonra sabit ortodontik mekanikler uygulanabilmektedir. Bazı vakalarda da bir ark şeffaf plaklarla diğer ark konvansiyonel yöntemler ile tedavi edilebilmektedir (2,10).

2.6.3. Şeffaf Plak Tedavisinin Avantajları

1. Estetiktir(64)
2. Kullanımı kolaydır(2)
3. Toplam tedavi süresi ve sonucu öngörülebilir (64)
4. Diş çekimi yapılmadan sadece IPR ile tedavi yapılabilir (64)

5. Daha az sıklıkla randevu oluşturulabilir (64)
6. Braketle yapılan tedavilere göre daha sağlıklı periodontal doku ve daha az mine kalsifikasyonu riski oluşturur (2,64)

2.6.4. Şeffaf Plak Tedavisinin Dezavantajları

1. Diş hareketi genellikle tipping şeklindedir (44)
2. Kron hareketi daha başarılıyken, kök hareketinin başarısı düşüktür (65)
3. Aparey kalınlığı nedeniyle posterior bölgede intrüzyon görülebilmektedir (44)
4. Sabit mekaniklere göre relaps riskinin daha fazla olduğu bulunmuştur (66)
5. Hastalar tedavi sırasında plaklarını kaybedebilirler (64)
6. İntermaksiller düzenlemeler sınırlıdır, şiddetli problemlerde cerrahi veya fonksiyonel tedavi gerekebilmektedir (9,44)
7. Şeffaf plakların hepsi hastaya aynı anda teslim edildiğinden değişiklik yapılması zordur. Ara aşamalarda düzenleme gerektiğinde hekimin tekrar ölçü alması gerekmektedir (2,44).

2.6.5. Şeffaf Plak Tedavisinde Oluşabilecek Problemler

Şeffaf plakların başarısı hasta kooperasyonuna ve disiplinine bağlıdır. Hastaların plaklarını yemek yerken, sıcak içecekler tüketirken ve ağız bakımı yaparken çıkartması tavsiye edilmektedir. Plak değişimlerinde klinik oklüzyon ile planlamadaki okluzyon uyuşmuyor ise tedavi planı yenilenmelidir. Hastaların plaklarını kaybetmesi, yeterli sürede kullanmaması ve plakların dişlere tam oturtulmadan kullanılması uyumsuzluklara neden olabilmektedir. Bu gibi durumlarda bir önceki plakların günlük 20 saatten fazla ve yaklaşık 2 hafta boyunca kullanılmasından sonra yeni plaklara geçilmesi önerilmektedir (14,51,64).

2.7. ŞEFFAF PLAK TEDAVİSİNDE HASTA KONFORU

2.7.1. Ağrının Değerlendirilmesi

Ortodontik diş hareketinin ilk dönemlerinde periodontal vazodilatasyona bağlı olarak, akut enflamasyon ve ağrı görülebilmektedir (67). Bu ağrı; yaş, cinsiyet, ağrı eşiği ve emosyonel durum gibi birçok faktöre bağlıdır (68,69). Literatürde çalışmalardan elde edilen veriler, ortodontik tedavi ile hissedilen ağrının ilk iki gün en yüksek seviyelerde olduğunu sonraki günlerde giderek azaldığını göstermiştir (68,70). Ortodontik tedavideki ağrı seviyesinin belirlenmesi için anket çalışmalarından yararlanılmıştır (71).

Panda ve ark. (71) 100 hasta üzerinde yaptıkları çalışmalarında, ağrının 24 saatte maksimum seviyeye geldiğini ve sonraki 6 saatte de azaldığını göstermişlerdir.

Markovic ve ark. (72) sabit ortodontik mekaniklerle tedavi ettikleri 189 hasta üzerinde yaptıkları çalışmalarında ilk ark teli uygulamasından 12 saat sonra ağrının başladığını ve 3-4 gün sürdüğünü belirtmişlerdir.

Gupta ve ark. (73) ortodontik kuvvet uygulandığında 2 saat içinde ağrının artmaya başladığını, 24 saate en üst düzeye geldiğini ve 3-4 günde de azaldığını tespit etmişlerdir.

Nedwed ve ark. (74) ağrının plak değişimi ile başladığını ve 2-3 gün içinde ağrıya adaptasyon sağlandığını tespit etmişlerdir.

Fujiyama ve ark. (75) da 145 hasta üzerinde yaptıkları çalışmasında, ortodontik tedavinin ilk aşamalarında plaklar nedeniyle oluşan ağrının sabit mekaniklere göre çok daha düşük seviyede olduğunu bulmuşlardır.

2.8. TEDAVİ SÜRESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Ortodontik tedavinin etkinliğini belirlerken, toplam tedavi süresinin değerlendirilmesi önemli görülmektedir. Şeffaf plak sistemi üreticileri ve uygulayıcıları plakların diş yüzeyi ile temasının fazla olması sonucu tedavide daha

etkili ve hızlı sonuçlar alınabildiğini öne sürmektedirler. Literatürde şeffaf plaklar ile sabit ortodontik tedavi sürelerini karşılaştıran çalışmalar mevcuttur (37,65,76).

Meier ve ark. (77) invisalign sistem şeffaf plak tedavi süresinin 1,5-2,5 yıl arasında olduğunu ve bu sürenin kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir.

Chenin ve ark. (78) sınıf I maloklüzyonu olan orta dereceli çapraşıklığa sahip kadın hastalarda invisalign tedavisinin 12 ay olduğunu bildirmişlerdir.

Boyd ve ark. (79) ise iki olgudan oluşan raporlarında invisalign tedavi süresinin mevcut çapraşıklık miktarı ve plak sayısına göre değişiklik gösterdiğini ve ortalama 8-13 ay sürdüğünü bildirmişlerdir.

Buschang ve ark. (80) sınıf I maloklüzyona ve orta dereceli çapraşıklığa sahip 300 hasta üzerinde yaptıkları çalışmalarında şeffaf plak tedavisinin ortalama 11,5 ay, sabit ortodontik tedavinin ise ortalama 17 ay sürdüğünü ve 2 yöntem arasında tedavi süresi bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu belirtmişlerdir.

Grünheid ve ark. (76) 60 hasta üzerinde yaptıkları çalışmalarında şeffaf plak ve sabit ortodontik tedavisini karşılaştırmışlar ve şeffaf plak uygulanan grupta tedavi süresinin 13 ay, sabit ortodontik tedavi uygulanan grupta ise 20 ay olduğunu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir.

Pavoni ve ark. (65) 40 hasta üzerinde yaptıkları şeffaf plakları ve kapaklı sabit ortodontik mekanikleri karşılaştırmışlar ve tedavi süresinin her iki grupta da 18 ay olduğunu bildirmişlerdir.

Phan ve Ling (44) ise şeffaf plakların klinik limitasyonlarını değerlendirmişler ve invisalign ile tedavi süresi yerine tedaviye başlama süresinin uzadığını belirtmişlerdir.

2.9. HASTA MEMNUNİYETİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Artan iletişim teknolojisi, hastaların isteklerini, beklentilerini ve bilinçlerini değiştirmiştir. Hasta memnuniyeti; hastaların önceki diş hekimi deneyimleri, yapılacak tedaviden beklentileri, hasta hekim ilişkisi ve hastanın tedavi ihtiyacının etkisindedir ve birçok faktörden etkilenir (81). Kişilerin sağlık durumları ile ilgili

hızlı ve yanıltıcı bilgi edinmelerine ve yanlış beklentilere sebep olabilmektedir. Bu tutum klinisyenler açısından büyük önem oluşturmaktadır (82).

Hastaların cevapladığı anketlerle veya işaretledikleri görsel analog skalası (VAS) ile hasta odaklı değerlendirilmeler yapılabilmektedir(83). VAS, araştırmacılar tarafından, çalışmaya özel hazırlanabilen hasta deneyimini ölçen bir araçtır. Esas çalışma prensibi, sorulan sorulara ilişkin 10 cm uzunluğundaki bir çizgi üzerine, kendisini o anki durumuna denk alanın belirtmesidir. Belirtilen alan cm cinsinden tespit edilerek, her sorunun puanlaması yapılmaktadır. (84). VAS skalası anlaşılabilir bir yöntemdir ve her durumda güvenle kullanılabilmektedir (84). Bu değerlendirmenin sonuçları değerli sayılmasına karşılık sonuçları yeterli değildir (85). Hastalara yöneltilen sorular iyi seçilmeli, doğru bir şekilde yöneltilmeli ve sonuçlar doğru bir şekilde yorumlanmalıdır. Literatürde bu tekniğin güvenilirliği tartışmalı olabileceği rapor edilmiş olsa da, sübjektif hasta odaklı değerlendirmede hala kullanılabilmektedir (85,86).

Nedwed ve ark. (74) 54 hasta üzerinde yaptıkları bir çalışmada, invisalign tedavisini 3. ve 6. aylarında 12 soruluk anket ile hasta memnuniyeti değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda hastaların %89'unun tedaviden memnun olduğunu belirtmişlerdir.

Schaefer ve ark. (87) 31 hasta üzerinde invisalign tedavisi sırasında hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesini hakkında anket düzenlemişler ve tedavi sırasında yaşam kalitesi skorlarının çok hafif düştüğünü belirtmişlerdir.

Azariour ve ark. (88) 100 hasta üzerinde yapıkları bir çalışmada, invisalign tedavisi ile sabit ortodontik apareyleri hasta memnuniyeti açısından değerlendirmişler ve şeffaf plakalr ile yapılan tedavilerde hasta memnuniyetinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

2.10. İNTERPROKSİMAL MİNE AŞINDIRMASI (Air-Rotor spring-ARS)

İnterproksimal mine aşındırması ilk kez 1985 yılında Sheridan tarafından kullanılmaya başlanmıştır (89). Bu teknik, çeşitli boyut ve şekillerde frez ve diskler

kullanılarak uygulanabilmektedir. İnterproksimal mine aşındırması; dişlerin temas yerlerinin yeniden düzenlenmesi, erişkin hastalarda dişler arasındaki karanlık boşlukların düzenlenmesi (90,91), bolton uyumsuzluklarının düzenlenmesi (92), hafif ve orta dereceli çapraşıklıklarda yer kazanmak için (93) arkın stabilizasyonun sağlanmasında (90,94) kullanılmaktadır ayrıca dişeti için uygun pozisyon yarattığından interdental papillaların geri çekilmesini azaltır veya engellemektedir (94).

Germeç ve Taner (95)'in yaptıkları çalışmasına göre, ortodontik tedavileri sırasında air rotor stripping (ARS) yapılmış hastaların toplam tedavi sürelerinde yaklaşık 8 ay kısalma olduğunu rapor etmişlerdir.

De Felice ve ark. (96) nın yaptıkları bir çalışmada; şeffaf plak tedavisi öncesinde dijital olarak planlanan mine aşındırma miktarının, uygulanan aşındırma miktarından daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Şeffaf plak tedavisinde ARS yapılırken dikkat edilmesi gereken durumlar şunalardır:

1. Apareyler kullanılmadan önce mine aşındırma yapılırsa, kazanılan boşluğun kaybolma riski bulunmaktadır (26).
2. Diş boyutlarınn dijital kumpas ile ölçülerek aşındırılması gereken mine miktarı hesaplanmalıdır (26).
3. Temas noktalarının devamlılığını bozmamak için rotasyonlu dişlerden aşındırma yapılmamalıdır (26).
4. Aşındırma sadece keser dişlerden değil, premolar ve molarlardan da yapılmalıdır (26).
5. Mine aşındırmasında uygun aletler kullanılmalıdır (26).
6. Mine aşındırması sırasında tüm yumuşak dokuya dikkat edilmelidir (26).
7. Aşındırılacak mine miktarına dikkat edileli, gereğinden fazla aşındırılmamalıdır (26). Sheridan, tek arktan en çok 8,9mm yer kazanılabileceğini bildirmiştir (89).

2.11. ESTETİK ORTODONTİDE RETANSİYON

Çıkarılabilir apareyler retansiyon amacıyla uzun yıllardır kullanılmaktadır. 1970'li yıllarda yapılan çalışmalarda nüksü önlemek için alt kesici dişlerin lingual bölgesine yapıştırılan sabit retainerlar tanıtılmıştır (97,98). Bu sabit retainerlar dişlerin lingual yüzeyine yapıştığı, estetik olduğu ve hasta kooperasyonuna gerek olmadığı için uzun süre hekim ve hastalar tarafından tercih edilmişlerdir (99,100). 2002 yılında yayınlanan bir çalışmada ortodontistlerin üçte birinin mandibulada sabit lingual retaineri tercih ederken, %5'inin maksillada sabit tutucuyu tercih ettiği bildirilmiştir (101). 2011 yılında yayınlanan bir başka çalışmada da ortodontistlerin %42'sinin mandibulada, %11'inin maksillada sabit tutucuları tercih ettiği bildirilmiştir (102). Termoplastik retainerlar ise rahat, estetik ve takması kolaydır ve bu özelliklerle uzun süre tam hasta uyumu sağlanabilmektedirler. Sonuç olarak, şeffaf plakların teknik özellikleri sayesinde postortodontik tedavi tutucusu olarak kullanımında etkili bir seçenek olduğu söylenebilmektedir (103).

2.12. FİZİKSEL GERİNİM VE STRES TESPİT YÖNTEMLERİ

Kuvvetlerin canlı dokularda meydana getirdiği stres ve gerinimi tespit etmek amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (104). Bu yöntemlerden bazıları kuvvetin biyolojik dokularda oluşturduğu etkiler konusunda etkin bulunurken, bazı yöntemler ise sadece kuvvetin canlı dokuya etkisi hakkında fikir vermektedir.

2.12.1. Hayvan Deneyi Metodu

Deney hayvanları ile yapılan bilimsel çalışmalarda, uygulanan kuvvet canlı hücrelerde uygulandığı için başarılı bir yöntem olarak görülmektedir. Ancak deney hayvanlarından elde edilen verileri insan dokuları üzerinde yorumlamak net çıkarımlar elde edilememektedir. Diş hekimliğinde hayvan deneylerini ilk gerçekleştirenlerden, Oppenheim'ın (105) diş hareketi esnasında diş ve periodonsiyum üzerinde etkileri ile ilgili birçok çalışması bulunmaktadır.

2.12.2. Matematiksel Modelleme Yöntemi

Yöntemin amacı, öngörülebilir denklemler oluşturmaktır. Elde edilen veriler formüllere indirgenerek analiz edilmeye çalışılmaktadır (106).

2.12.3. Foto-elastik Stress Ölçüm Metodu

Diş hekimliğinde verilen kuvvet sonucunda maddenin verdiği cevabı incelemek amacıyla kullanılmaktadır. Laboratuvar ortamında kuvvetin, uygulandığı maddeye etkisi metoda özgü cihazlar yardımı ile ölçüm yapılması gerekmektedir (107).

2.12.4. Lazer holografi metodu

Diş hekimliğinde, diş hareketleri sonucunda dokuda meydana gelen değişimleri ölçebilmek amacıyla kullanılmaktadır (108). Laboratuvar ortamında ise oluşturulan deney düzeneğine kuvvet uygulanarak, stres analizleri yapabilmektedir.

2.12.5. Sonlu Elemanlar Analizi Metodu

Diş hekimliğinde, dokularda meydana gelen değişimlerin canlandırılması, uygulanan mekaniklerinin kontrolü ve dişe dokulara gelen kuvvetin sonuçlarının öngörülmesinde kullanılabilmektedir (109,110). Bu analiz ile oluşturulan modelin bileşenleri limitli sayıda bölüme ayrılarak analiz edilmektedir (111).

2.13. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ METODU VE UYGULANMASI

Bu analiz, mühendislik alanında kullanılmak için kompleks materyallerin düzenlenmesi ve işleyişinin incelenmesi amacıyla geliştirilmiştir. Yapıların basınç altında stres ve gerinim değerlerinin tespitinde kullanılmaktadır (111).

Bu yöntemin amacı, analizi yapılacak yapıların en küçük öğelere böldükten sonra çözümlemektir. Bölünen bu birim öğelere, ‘‘eleman’’ adı verilmektedir. Bu

elemanlar arasındaki ilişki analiz edilerek, sorunun büyük oranda çözümlemesi yapılabilmektedr (111,112). Bütünsel yapının parçası olan küçük parçalara ayrılmış bölümler ile birlikte tahmin edilebilir sonlu kısımlar oluşturmak istenmektedir (112).

2.13.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Terminolojiler

Bu analizinin sonuçlarının analiz edilip yorumlanabilmesi için gerekli terimlerin bilinmesi gerekmektedir (112).

2.13.1.1. Kuvvet

Cismin yönünü veya biçimini değiştiren etkiye, kuvvet denilmektedir. En önemli bileşenleri yönü ve kuvvetin miktarıdır (113).

2.13.1.2. Gerilme-stres

Kuvvet uygulanmış maddenin birim yüzeyine denk gelen yük miktarına, gerilme denilmektedir. Gerilmenin birimi Paskal'dır. 1Pa ortalama: $1N/m^{2'}$dir. İncelenecek olan ve ölçeklenen boyut küçüldükçe Mega Paskal terimi tercih edilmektedir. 1 MPa yaklaşık olarak 106 Pa değerindedir ve MPa diş hekimliği araştırmaları için daha uygun görülmektedir (113).

Gerilmenin yönü, analizi yapılan birim yüzeye dik bir şekilde etki ediyorsa bu gerilmeye ‘‘normal gerilme’’, gerilmenin eğer kesit düzleminde oluşuyorsa ‘‘kayma gerilmesi’’ denilmektedir (113).

Çekme gerilimleri: Malzemeyi kuvvet yönünde uzatarak, yüzey alanına dik yönde kuvvet uygulanmasıdır. Malzemenin birim alanında çok küçük değişim göstermesi, cismin birçok yerinde farklı gerilimlerin oluşmasına neden olmaktadır.

Kesme gerilimleri: Malzemenin iki zıt yüzeyinin birbirine zıt ve paralel yönde kaymasını sağlayan kuvvetlerin etkisiyle meydana gelmektedir.

Baskı gerilimleri: Maddenin yüzeyini sıkıştıracak şekilde ve dik yönde kuvvet uygulanması etkisiyle meydana gelmektedir. Çekme ve baskı gerilimleri

uygulandıkları yüzeylere dik yönde kuvvet uyguladıkları için, bu iki gerilim türü normal gerinim olarak adlandırılmaktadır (113).

2.13.1.3. Gerinim

Bir malzemenin kuvvet altında, kuvvet uygulanmadan önceki durumuna göre şeklini ne oranda değiştirdiğini belirtmektedir. Gerinim, şekil değişiminden çok şekildeki niceliksel değişimi ifade etmektedir.

2.13.1.4. Deformasyon

Bir malzemeye yeterli kuvvetin uygulanması, malzemenin şeklinin değişmesine neden olmaktadır. Bu şekil değişimi, deformasyon olarak isimlendirilmektedir. Bir malzeme üzerine kuvvet uygulandıktan sonra, malzeme şeklini kalıcı olarak değiştirdiği şekil değişikliğine, plastik deformasyon denilmektedir .Bir malzeme üzerine kuvvet uygulandıktan sonra, kendi kendine tersine dönen geçici şekil değişikliğine, elastik deformasyon denilmektedir (113).

2.13.1.5. Gerilme –gerinim eğrisi

Malzemeye kuvvet uygulanmasından sonra nasıl tepki vereceğini belirtmektedir. Bu eğri malzemenin, yüklenen kuvvet sınırlarına dayanımının tespitinde kullanılmaktadır.

Malzemenin elastik özelliğinin bittiği sınır, elastik sınır olarak kabul edilmektedir. Maddenin plastik özelliğinin bitip artık kırılma göstereceği en yüksek gerilme sınırına, dayanıklılık sınırı denilmektedir (113).

2.13.1.6. Elastik modülü- young modülü

Bir malzemeye uygulanan düşük gerilmeler altında oluşan şekil değişimininin , gerilmeyi oluşturan yükün kaldırıldıktan sonra malzemenin eski şekline dönmesini ifade eden değerdir. Malzemenin kuvvetle ilişkili olarak şekil değişimini belirten kanuna ‘‘hooke kanunu’’ adı verilmektedir. Sert malzemelerin molekülleri arasındaki

direnç ve çekim etkisinin güçlü olması nedeniyle, elastik modül değerleri daha yüksektir. Malzemenin gerilim/gerinim oranına “young modülü” denilmektedir. Malzemenin young modülü arttıkça sertliği artmaktadır (112,113).

2.13.1.7. Poisson oranı

Malzemenin üzerine gelen kuvvet sonrasında birim şekil değişikliğinin yanal ve eksenel şekil değişkliği oranının eksi (-) ile çarpımına, poisson oranı denilmektedir. Basma kuvvetleri etkisi altında kalan bir cismin boyu kısalırken, çekme kuvvetleri etkisi altında kalan bir cismin boyu uzamaktadır. (112,113).

2.13.1.8. Sonlu eleman

Sonlu elemanlar analizinde en önemli birim ‘‘eleman’’ dır. Farklı şekillerde tasarlanabilen bu elemanların seçimlerindeki temel faktör bütünsel şekildir. Elemanın şeklini ise düğüm sayısı belirlemektedir (112).

2.13.1.9. Düğüm

Düğüm, elemanlar arasındaki şekli belirleyen temel denklemleri tarif etmektedir (112).

2.13.1.10. Rijit eleman

İki birim arasını sabitlemek amacıyla köprü olarak kullanılmaktadır. Analizlerde kuvvet karşısında gerilim meydana getirmeyen birimlere ‘‘rijit eleman’’ adı verilmektedir. Rijit elemanlar, düğümler arasında ve sistemde denklemsel sonuç vermemektedirler (112).

2.13.1.11. Sınır koşullar

Malzeme üzerinde oluşabilecek gerilme ve yer değiştirmelerin ifadesidir. Kuvvetin uygulanma noktasına sabitlenme yerine göre belirlenmektedir.

2.13.1.12. Asal Stres – Principal İndeks

Bir elemanın üç düzlemde, kayma gerilmesinin sıfır olduğu, normal gerilmenin maksimum ve minimum durumda olduğu durumda oluşan gerilmeye, ‘‘asal stres’’ adı verilmektedir (113).

2.13.1.13. Von Mises Stres Gerilmesi

Malzeme üzerine gelen streslerin sayısal değerini veren strestir. Sonlu elemanlar analizi sırasında malzeme üzerine gelen streslerin yoğunluğunu ve dağılımını belirtmek için kullanılır (113,114).

2.13.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensibi

Bu yöntem, materyalleri küçük geometrik elementlere ayırarak basit analitik sonuçları üretme prensibi ile çalışmaktadır.

2.13.2.1. Problemin Oluşturulması

İlk aşamada problem tanımlanarak denklem oluşturulur. Denklem tanımlaması eksik yapılır ise sonuçlar yanlış çıkacaktır.

2.13.2.2. Geometrik Model Oluşturma

Problem tanımlamada ilk aşama geometrik şeklin belirlenmesidir.

Analizi yapılacak modelleri tarayıcılardan elde edilen yönteme, ‘‘tarama ile modelleme’’ denilmektedir.

Analizi yapılacak modellleri bilgisayarlı tomografi ile elde dilen yönteme, ‘‘BT ile modelleme’’ denilmektedir. Bu modelleme yönteminde ise geometrik modelin görüntüleri bilgisayar ortamına aktarılır.

Analizi çizim ile yapılan modellemeye, ‘‘manuel modelleme’’ adı verilmektedir.

2.13.2.3. Ağ yapısının oluşturulması

Analizin gerçekleştirilebilmesi için ilk olarak mesh yapısının tanımlanabilmesi amacıyla bilinmeyen sayıdaki veriyi bilgisayara tanıtmak gerekmektedir. Modeller mesh yapısına dönüştürülerek bilgisayar ortamına aktarılır. Yazılım programları kullanılarak elemanlar çeşitli geometrilerde kullanılabilmektedir. Eleman sayısı arttıkça, kuvvetin mikro düzeyde analizine imkân tanır, etkileşimi arttırır ve sonuçları daha güçlü kılar. Bu nedenle; elemanların oluşturulmasında olabildiğince fazla sayıda eleman ve node olması istenmektedir.

Elemanlar karışık dizildiğinde yanlışverilere ve denklemlere neden olabilmektedir.

Biyolojik yapıların modellemesinde, gerçek dokuların karmaşıklığını aşırı derecede basit denklemlere indirgenmesine yol açabilmesi nedeniyle, bir ve iki boyutlu elemanların kullanımından kaçınılmaktadır. Bu nedenle biyolojik modellemeler 8, 6, 5 veya 4 düğümlü olarak kullanılmaktadır.

Eleman sayısı arttıkça, düğüm sayısı da artmaktadır. Düğüm sayısının artması denklemin kompleksliğini arttırarak yapıyı daha gerçekçi kılmakta ve sonuçların güvenirliliğini arttırmaktadır(115).

2.13.2.4. Malzeme özelliklerinin sisteme entegrasyonu

Lineer özellikteki malzemelerin analizleri yapılırken, maddeye özgü özelliklerin yazılıma aktarılmasıdır. Poisson oranı ve elastik modül bu özelliklerin yansıtılmasında kullanılmaktadır her malzeme için farklı değerdedir. Poisson oranı, boyutsal değişim miktarını sisteme tanıtırken, elastik modül değeri ise materyalin deformasyon miktarını sisteme tanıtmaktadır.

İyi bir analiz için non-lineer değerler kullanılması gerekmektedir. Ancak diş hekimliği alanındaki malzemelerin genelinde lineer denklemler kullanılmaktadır (115).

2.13.2.5. Sınır koşullarının belirlenmesi

Malzemelerin en son sınır koşulları yazılıma tanıtılmalıdır. Sınır koşulları, malzemenin hangi limitler içinde davrandığını gösteren koşullardır. Boşlukta duran, mesh yapısındaki modellerin herhangi bir dayanak noktası olmadığından dolayı karmaşık problemler meydana gelmektedir.

Analizler yapılırken, sınır koşulları oldukça iyi tanımlanmış olmasına rağmen cisim boşlukta sonsuz rotasyon döngüsüne girebilmekte ve atipik cevap verebilmektedir. Bu nedenle ağ yapısı üzerinde sınır koşulları düğümler yardımı ile ortaya konmaktadır(115).

2.13.2.6. Kuvvetin uygulanması

Analiz hazır hale getirilmiş modele vektörel kuvvet verilerek, mevcut yapıdaki değişimler izlenir. Analiz sonucunda model üzerinden kuvvetin sonuçları incelenebilmektedir(115).

2.13.2.7. Sonuçların yorumlanması

Kuvvet uygulamasını takiben problemleri çözmek için sayısal değerlerden meydana gelen sonuçlar bulunmaktadır. Adımları başarılı bir şekilde yapılan analizlerde çok sayıda sonuç çıkacağından, renk skalasından değer okuması yapılabilmektedir. Renk skalası ve sayısal verilere birlikte bakıldığında kuvvetin oluşturduğu etkiler daha iyi yorumlanabilmektedir.

2.14. SONLU ELEMANLAR ANALİZİNİN ORTODONTİDE KULLANIMI

Ortodonti alanında sonlu elemanlar analizinin kullanımı; ortodontik kuvvetlerin ve fonksiyonel tedavilerin etkileri şeklindedir(115).

Tanne ve ark. (116) 1988 yılında üst çeneye uygulanan kuvvetlerin kranial kompleksteki yanıtları değerlendirilmişlerdir. Maksiller molar dişe posterior yönde kuvvet uygulanması ile üst çenenin posterioro-inferior yönde yer değiştirmesine

sebep olmuştur. Ayrıca üst çenenin saat yönünde rotasyonuna da neden olmuştur. Yapılan analiz sonucunda en yüksek stres değerinin, zigomatik ve nazomaksiller kompleks bölgesinde oluştuğunu bildirmişlerdir.

Tanne ver ark. (117) 1989 yılında yaptıkları bir diğer çalışmada; maksiller protraksiyonun kranial yapılar üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Bu çalışmada, maksiller molar dişe anterior yönde 1000 gramlık, 0^o ve 30^o 'lik açı ile kuvvetler uygulamışlardır. Yapılan analizin değerlerine göre, yalnızca okluzal düzleme paralel uygulanan protraksiyon kuvvetlerinin, üste çeneden sagittal ilerletme ve anterior rotasyona sebep olduğunu rapor etmişlerdir.

Tanne ve ark. (118) 1996 yılında yaptıkları başka bir çalışmada, mandibular prognatisinde kullanılan apareylerin, TME'e etkilerini sonlu eleman analizi kullanarak incelemişlerdir. Bu çalışmada, mandibulaya çene ucundan geçecek şekilde 400 g değerinde, 40^o-50^o açıyla kuvvet verilmesi tasarlanmıştır. Kuvvetin orientasyonu TME' den geçecek şekilde ayarlanmıştır. Araştırmanın sonuçlarına bakıldığında kuvvetin, TME kompleksinde ve fossanın arka bölgesinde yoğunlaşmış olduğu görülmüştür. Araştırmada görülen bir diğer sonuç ise; anterior diskal bölge gerilimsel kuvvetlerinin etkisi altında kaldığı gözlemlenirken, diğer bölgeler sıkışma kuvvetleri etkisi altında kalmıştır.

McGuinness ve ark. (119) edgewise uygulamalarında pdl'de oluşan stresi serbest sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Araştırmanın sonucunda edgewise uygulamalarında; çoğu ortodontik kuvvette olduğu gibi stresin servikal marjin ve apekste yoğunlaştığı, servikal marjin bölgesindeki pdl'de oluşan maksimum stres $0.072N/mm^2$ maksimum apikal stres ise $0.0038N/mm^2$ olarak ölçüldüğü, saf devrilme hareketinde oluşan gerilimlerle karşılaştırıldığında edgewise uygulamalarında stresin daha eşit dağıldığı tespit edilmiştir.

Gomez ve ark. (120) nın 2015 yılında yaptığı çalışmasında sonlu elemanlar analizi kullanarak plastik hizalayıcılar ve kompozit ataşmanlar ile gövdesel diş hareketi sırasındaki öncü kuvvet sistemlerini incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda gövdesel hareket için ataşman kullanımına ihtiyaç duyulduğunu ve ataşman kullanılmadığında istnmeyen hareketlere neden olabileceğini belirtmişlerdir.

Kim ve ark. (121) 2020 yılında sonlu elemanlar analizi kullanılarak, şeffaf plakların mandibular kanin dişlerde kullanılan ataşmanların optimal poziyonunu tespit etmek için bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda yüksek temas alanının istenen stres dağılımının elde edilmesinde önemli oluğunu, silindir şekilli ataşmanların kullanılmasının istenilen stres dağılımını sağladığını, ayrıca kanin dişlerin lingualine eklenen ataşmanın bukkal yüzeye eklenenlere göre tork kontrolünün daha iyi olduğu ve amaçlanan hareketleri daha iyi yapabildiğini tespit etmişlerdir.

Liang ve ark. (122) maksiller kesici dişlerinin labialden ve lingualden yapılan ortodontik tedavilerinin, tork kontrolüne etkisini araştırdıkları çalışmasında aynı miktar kuvvet uygulanan dişlerde labialden ortodontik tedavide translasyona neden olurken, lingualden yapılan ortodontik tedavilerde kron tippingi olduğu tespit etmişlerdir.

Rossini ve ark. (123) 2020 yılında yaptığı bir çalışmada, şeffaf plaklarla üst ikinci molar dişin distalizasyonunu sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. İkinci azı dişlerin gövdesel distalizsyonunda ataşman kullanımının zorunlu olduğu, ataşmanların ankraj arttırmak ve distalize etmek için aktif üniteler olduğunu ve ayrıca en etkin distalizasyonun kaninden üst ikinci molara kadar tüm dişlerin ataşmanlı olduğu şeffaf plak tedavilerinin sınıf II düzeltiminde en etkin yol olduğunu bildirmişlerdir.

Cortona ve ark. (124) 2019 yılında; 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^{o} 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 $1,2^{\circ}$ aligner aktivasyonlu grup olduğunu tespit etmişlerdir.

Jiang ve ark. (125) 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.

Seo ve ark. (126) 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 oluştuğu belirtmişlerdir.

Goto ve ark. (127) 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.

Elkholy ve ark. (128) mandibular kaninlerin derotasyonunda, polietilen tereftalat-glikol (PET-G) hizalayıcı plakların uyguladığı mekanik yük altında farklı ataşman geometrilerinin etkisini değerlendirmek için yapmış oldukları in vitro çalışmada; bir hekzapod üzerine monte edilmiş, alt köpek dişine, 3D F/M sensörü aracılığıyla akrilik bir mandibular ark modeli oluşturmuşlardır. 0.5mm, 0.625mm ve 0.75 mm kalınlığındaki polietilen tereftalat glikol (PET-G) hizalayıcılar, alt kanin dişe; çeyrek küre, dikey elipsoit ve piramidal ataşmanlar yapıştırılarak incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda çeyrek küre geometrisine sahip olan ataşman en iyi mekanik değerlere sahip olduğu, nispeten daha yüksek dönme momentine sahip olduğu ve istenmeyen etki olan intrüzyon etkisini en aza indiren ataşman tipi olduğu tespit edilmiştir.

Dasy ve ark. (15) farklı ataşman şekillerinin ve plak materyallerinin şeffaf plak retansiyonuna etkisini değerlendirmek için yaptıkları çalışma için elipsoit, bevelled ataşman ile ataşmansız olmak üzere 3 farklı grup oluşturularak, 4 farklı termoformed plak çeşidi kullanarak inceleme yapmışlardır. Araştırmanın sonucunda elipsoit ataşmanın kullanımı retansiyonu arttırmada önemli bir etki göstermediği; eşit kalınlıklarda ACE tipi essixler, CA-hard tipi essixe göre daha az retansiyon gösterdiği bevelled ataşman kullanımının retansiyonu anlamlı bir şekilde arttırdığını belirtmişlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında şeffaf plak apareyinin maksiller keser dişlerde tork hareketine etkisini belirlemek için 6 farklı ataşman çeşidini kullanarak etkinliğini ve stres miktarını sonlu elemanlar analizi kullanılarak incelenmiştir. Bu çalışma, Gülhane Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda planlanmıştır ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de uygulanmıştır.

3.1. GEOMETRİK MODELLERİN OLUŞTURULMASI

Sonlu elemanlar analizinin yapılması için incelenecek yapıların geometrik modellerinin bilgisayar ortamında oluşturulması gerekmektedir. Fiziksel yapıların bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak oluşturulması KIBT görüntülerinden, gelişmiş üç boyutlu tarayıcılarından elde edilen verilerden, anatomi atlaslarından ve daha önce yapılmış çalışmalardan faydalanılarak yapılabilmektedir. Modelleme yapıldıktan sonra senaryonun yaratılabilmesi için modeller ağ yapısına getirilmektedir. Analizde kullanılacak materyallerin elastisite modülü ve poisson oranı gibi özellikleri analizin yapılacağı programa tanıtılmaktadır.

3.2. MAKSİLLER KESER DİŞ VE KEMİK DOKULARIN MODELLENMESİ

Maksiller kemik ve diş yapılarının modellenmesi için 28 yaşındaki sağlıklı erkek hastanın konik ışınlı bilgisayarlı tomografisi (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, ABD) dilimlenerek analize hazır kesitler oluşturulmuştur. Tomografi ile 120kvp, 3.8 mA'de 601 kesit elde edilmiştir ve 0.2mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Bu işlemin sonucunda elde edilen kesitler, Dicom 3.0 formatında 3D-Doctor (Able Software corp. MA, ABD) dışarıya aktarılmıştır ve daha sonra "Interactive Segmentation" yöntemi ile "Hounsfield Ünitesi" (HU) düzenlenerek kemik dokusu ayrıştırılmıştır.

Bilhan ve ark. (129) yaptığı çalışmada KIBT verilerinde kemik dokuların düzensiz yoğunluğunu ölçebilmek için kullanılan X ışınlarının dokulardan geçerken

ki absorpsiyon ve doğrudan geçiş miktarı ile uyumlu olarak tanımlanmış, kemik beş bölümde değerlendirilerek Hounsfield birimindeki ortalama değerleri hesaplanmıştır. Hounsfield biriminin ilk ve son değerleri hava ve su değerleri ile sabitlenmiştir. Havanın HU değeri -1000 ve suyunki +1000 kabul edilmiştir, kemik dokusunun yoğunlukları bu iki değer arasında olduğu ve bu değerler ile doğru kemik yoğunluğu tahmininde bulunulabileceği tespit edilmiştir.

Ayrıştırma işleminden sonra "3D Complex Render" kullanılarak 3 boyutlu modeller elde edilmiştir. Oluşturulan kemik modeline 2 mm kalınlığında offset yapılarak, süngerimsi kemik elde edilmiştir (130). Kortikal kemik tüm maksillada 2 mm kalınlığında olacak şekilde ayarlanmıştır.

3 boyutlu modeller, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza kaplayan ve belirli oranlara sahip elemanlardan oluşan, düzgün bir yüzey haline getirilerek maksiller kemiğinin üç boyutlu modelleme işlemi tamamlanmıştır. Oluşturulan bu üç boyutlu model ". stl" formatında bir dosya halinde dışa aktarılarak Algor Fempro (Algor Inc., ABD) analiz yazılımına eklenmiştir.

Elde edilen bilgiler Algor yazılımına gönderildikten sonra modelin, diş yapılarının ve çevre dokularının özellikleri yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Analizde kullanılan materyallerin elastiklik modülü ve Posison değerleri belirtilmiştir (Tablo 3.1).

Diş yapısı rekonstrükte edilirken, Liang ve ark. (122) yaptığı çalışma referans alınarak, maksiller kesici dişlerin geometrik modelleri, Pekin Üniversitesi, (Pekin, Çin) Stomatoloji Okulu'ndan morfolojik koşullara sahip standart örnek dişlere dayanarak oluşturulmuştur. Maksiller santral dişlerin toplam uzunlukları 23.55; kök uzunlukları 14.4mm kron uzunluğu:9.15mm olarak modellenmiştir.

Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

Tablo 3.1. Young modülü ve poisson oranı

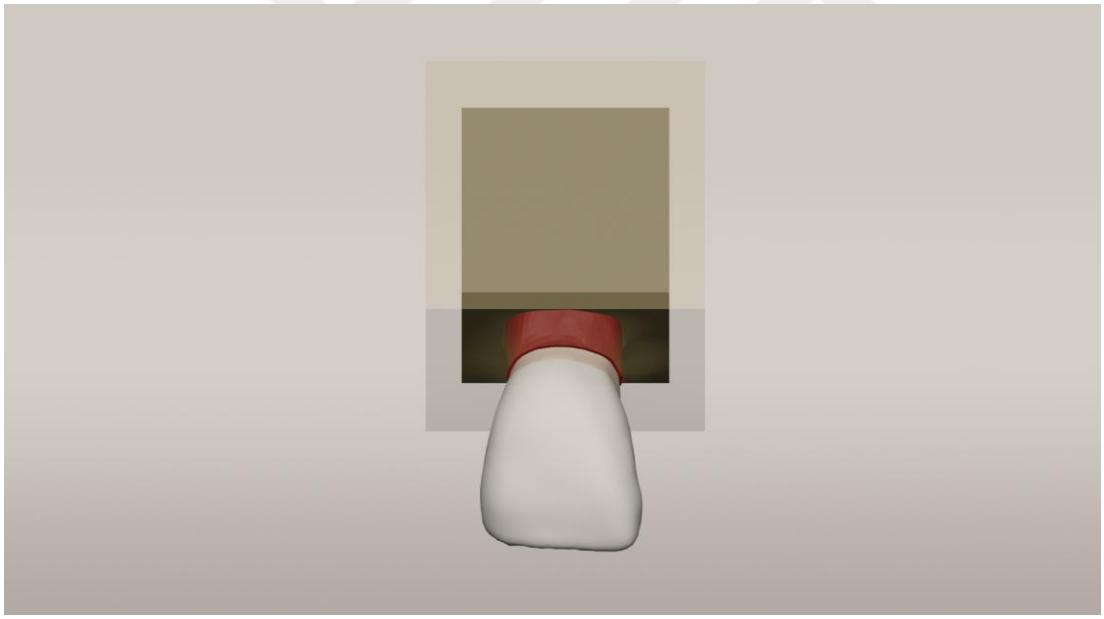
Materyal	Young Modülü (mpa)	Poisson Oranı	Referans Çalışmalar
Süngerimsi Kemik	1370	0,3	Liang ve ark (122)
Kortikal Kemik	13700	0,26	Liang ve ark (122)
Dentin	18600	0,3	
Mine	84100	0,002	
Pulpa	2	0,45	
Pdl	0,667	0,45	Liang ve ark. (122)
Kompozit ataşmn	12500	0,36	Cortona ve ark. (124) Jiang ve ark. (125)
Şeffaf Plak	528	0,36	Cortona ve ark. (124)

3.3. PERİODONTAL DOKULARIN MODELLENMESİ

Dişli üst modelinde dişlerin kortikal kemik içerisinde kalan yüzeylerine ‘‘Slice’’ ve ‘‘Boolean’’ işlemleri uygulanarak ayrıştırma yapılması sonucu; Gomez ve ark. (120) yaptıkları çalışmada olduğu gibi 0,2 mm kalınlığında unifrom PDL eklenmiş ve daha sonra diş modelleri PDL katmanı içerisinde konumlandırılmıştır. Sonrasında maksiller keser diş PDL katmanı üzerine boşluk olmayacak şekilde yerleştirilmiştir (Resim 3.1, Resim 3.2).



Şekil 3.1. PDL eklenmiş maksiller keser diş modeli

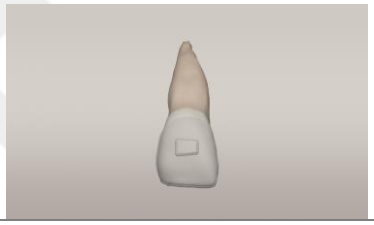


Şekil 3.2. Kemik içine gömülmüş maksiller diş modeli

3.4. PLAK VE ATAŞMANLARIN MODELLENMESİ

Şeffaf plak tasarımı diş anatomisini takip ederek, ortalama 0,3 mm kalınlıkta, Gomez ve ark. (120) çalışması referans alınarak modellenmiştir.

Tablo 3.2. Segmente edilmiş dişlerin üzerine ataşmanlar ve şeffaf plak ile eklenerek oluşturulan modeller

Eğimli ataşmanlı model (15),	
Elipsoit ataşmanlı model (15),	
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model (124),	
Yatay dikdörtgen ataşman (131)	
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model (121),	
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model (121)	
Ataşmansız model(131)	

Eğimli dikdörtgen ataşman: Genişliği 3mm, yüksekliği 2mm, insizal kalınlığı 0.25mm ve gingival kalınlığı 1.25 mm olarak ataşman; dişin kronunun bukkal yüzeyinin merkezinde konumlandırılmıştır.

Elipsoit ataşman: Genişliği 2mm, yüksekliği 3mm ve kalınlığı merkezde 1mm olarak düzenlenen ataşman; dişin kronunun bukkal yüzeyinin merkezinde konumlandırılmıştır.

Dikey dikdörtgen ataşman: Genişliği 2mm, yüksekliği 3mm ve kalınlığı 1mm olarak düzenlenen ataşman; dişin kronunun bukkal yüzeyinin merkezinde konumlandırılmıştır

Yatay dikdörtgen ataşman: Genişliği 3mm, yüksekliği 2mm ve kalınlığı 1mm olarak düzenlenen ataşman; dişin kronunun bukkal yüzeyinin merkezinde konumlandırılmıştır.

Modifiye eğimli yarım silindir ataşman: Genişliği 1mm, yüksekliği 3mm ve kalınlığı 1mm olarak düzenlenen, insizal kısımda modifikasyonlar içermekte olan ataşman; dişin kronunun bukkal yüzeyinin merkezinde konumlandırılmıştır.

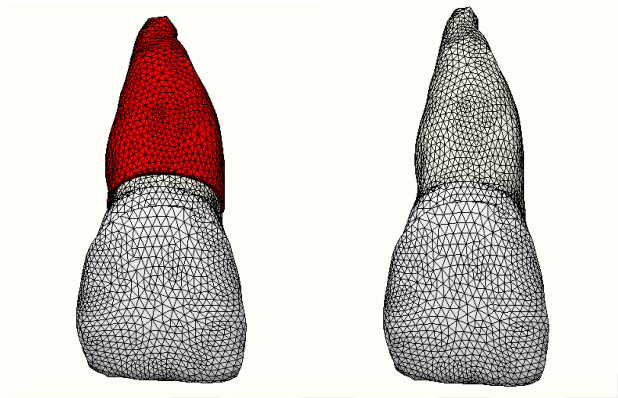
Modifiye yarım silindir ataşman: Genişliği 1mm, yüksekliği 3mm ve kalınlığı 1mm olarak düzenlenen ataşman; dişin kronunun bukkal yüzeyinin merkezinde konumlandırılmıştır.

3.5. MODELLEMENİN TAMAMLANMASI

VRMesh'de (Virtual Grid Inc., Bellevue City, WA, ABD) programında yapılan modeller, stl formatında olarak Algor yazılımına aktarılmıştır. Algor (Algor Inc., Pittsburg, PA, ABD) yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde ağ yapısı haline getirilmesi gerekmektedir (Şekil 3.3.)

Mesh işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı

oluşturulmasına çalışılmıştır. Diş modelinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran delik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 3.3. Diş ve Pdl modellerinin ağ yapısına dönüştürülmesi

Tetrahedra ve Bricks yapıdaki elemanlar ile modele dönüştürülmüştür. Bricks ve Tetrahedra modelleme yönteminde, Fempro ile olabildiğince 8 nodlu elemanlar tercih edilmiştir. 8 nodlu elemanlar ile yeterli ayrıntının elde edilemediği modellerde 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu veya 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır.

Modeller lineer, homojen ve izotropik özelliğinde varsayılmıştır.

Malzemenin homojen olması, mekanik özelliklerinin tüm elemanda yakın özellikte olduğunu göstermektedir.

Malzemenin izotropik özellikte olması, madde özelliklerinin elemanların her yerinde benzer olduğunu belirtmektedir.

Yapılan analizlerin gerçeğe yakın sonuçlar vermesi acıyla dişin ve kemik yapısını modellerken fazla sayıda eleman dahil edilmesine dikkat edilmiştir.

Tüm durumları içeren eleman ve düğüm sayıları aşağıdaki tabloda verilmiştir:

Tablo 3.3. Alışmada olışturulan farklı senaryoların düğüm ve eleman sayıları

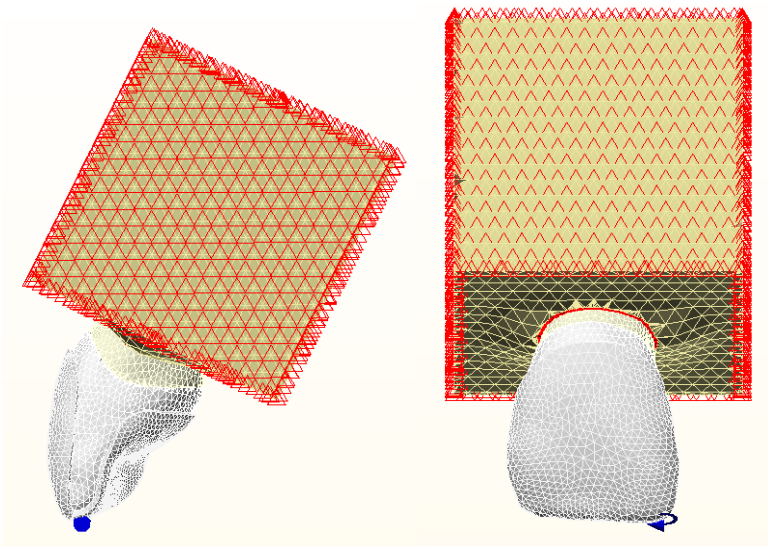
	Düğüm sayısı (Node)	Eleman sayısı
Durum 1	35591	134740
Durum 2	38876	144457
Durum 3	38104	143296
Durum 4	39550	146592
Durum 5	39550	146592
Durum 6	37320	140531
Durum 7	37175	139788

3.6. MATERYAL ÖZELLİKLERİNİN PROGRAMA TANITILMASI

Çalışmadaki modellerin katı cisim özellikleri lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Oluşturulan modellerin maddesel özelliklerini programa tanıtmak gerekmektedir. Modellerde kullanılan yapıların fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri tanımlanmıştır (Tablo 3.1).

3.7. SINIR KOŞULLARININ PROGRAMA TANITILMASI

Model, kemiğin üst ve ön kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil3.4). Destek alınan bölgeler analiz yapılacak bölgeden uzakta seçilmiştir ve kuvvet uygulandığında modeller bu bölgelerden destek almaktadır. Analizi yapılacak modellerin sonuç simetrisi sağlamak amacıyla sagittal düzlemin bir tarafında modellenip orta hattan simetrisi alınarak analize verilmiştir. Sonuç olarak çift taraflı analiz yapılmıştır. Bulgular bu verilere gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.4. Modellerin sabitlenmesinin görüntüsü

Modellemeler yapılırken, alveoler kemik ile PDL arasındaki birim hareketli olarak, PDL ile diş kökleri ise tamamen hareketsiz olacak şekilde tanımlanmıştır. Şeffaf plaklar, diş morfolojisi ve ataşman şekline göre; boşluksuz ve hareketsiz olacak şekilde düzenlenmiştir. Dişler ile şeffaf plak arasındaki sürtünme katsayısı, Gomes ve ark. (120) çalışması referans alınarak $\mu = 0.2$ olarak analiz yapılmıştır.

Yapılan analizler sonucunda Fempro yazılımı ile 35 farklı stres değerlerini verebilmektedir.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ1 en büyük pozitif değeri, σ3 en küçük negatif değeri ve σ2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; σ1> σ2> σ3 şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ1: Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ3: minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma_1 = \square \square (\sigma 1 - \sigma 2)2 + (\sigma 2 - \sigma 3)2 (\sigma 3 - \sigma 1)2 \square / 2$$

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Stres değeri aluminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.

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

3.7. SİMÜLASYON VE KUVVETİN UYGULANMASI

Oluşturulan diş modelleri kemik içerisinde, PDL aralığı oluşturularak, dişin kron kısmını ve ataşmanı tam kaplayacak şekilde şeffaf plak ile kaplanarak modellenmiştir. Modellere plak aracılığı ile +10° tork verilmiş ve dokularda meydana gelen stres ölçülmüştür.

3.8. SONUÇLARIN İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDRİLMESİ

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

4. BULGULAR

Maksiller keser dişin farklı ataşmanlar altında şeffaf plak ile yapılan tork hareketlerinin etkinliğinin incelenmesi için dişlerde, ataşmanda ve periodontal ligamentte meydana gelen; Von Misses stres dağılımları ile transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirmeleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulama anında elde edilen değerleri göstermektedir.

Oluşturulan modeller üzerinde seçilen düğümlere ait Von Mises stres dağılımı ile transversal, sagittal ve vertikal yer değiştirme miktarları dağılım değerleri elde edilmiştir. X ekseni transversal yönü, Y ekseni sagittal yönü ve Z ekseni de vertikal yönü belirtmektedir.

Analizde elde edilen yer değiştirmeler ve stresler görsel olarak belirli limitler arasında olacak şekilde bir renk skalasıyla ifade edilmiştir. Von Mises stres seviyelerinin ve hareketin en yoğun olduğu bölgeler kırmızı renk ile gösterilirken, bu değerlerin en düşük olduğu bölgeler mavi renk ile gösterilmektedir.

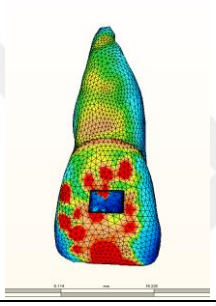
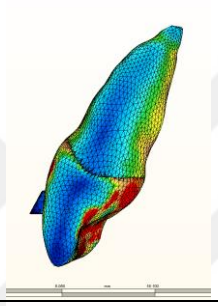
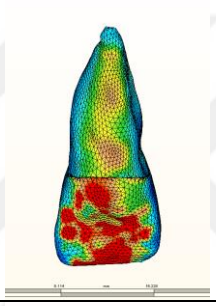
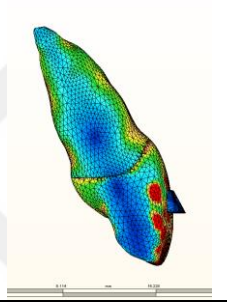
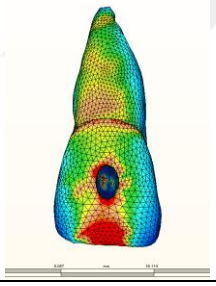
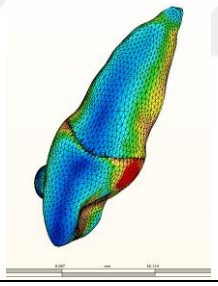
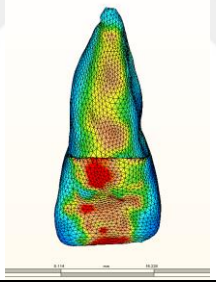
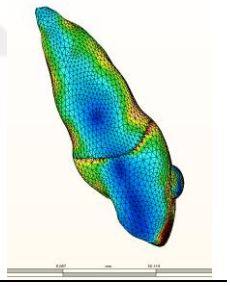
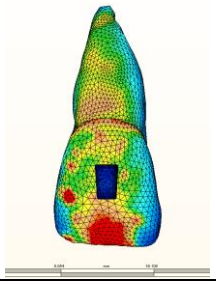
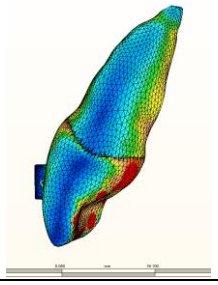
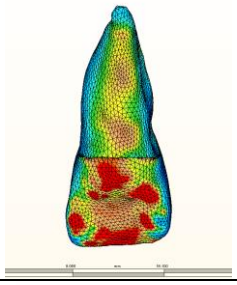
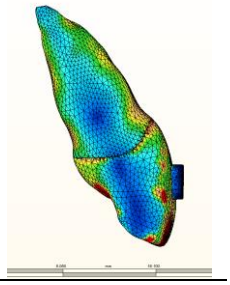
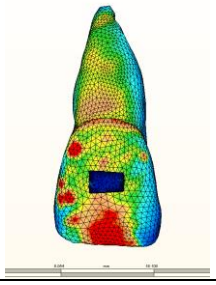
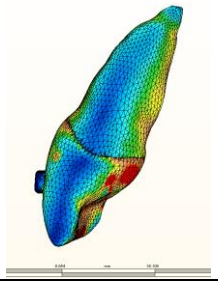
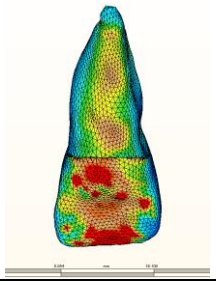
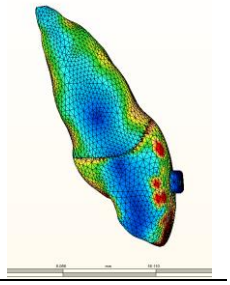
Yer değiştirme miktarlarının resimleri sagittal, transversal ve vertikal yönde ayrı olarak değerlendirilmektedir. Kırmızı alanlar belirtilen eksen doğrultusunda yer değiştirmeleri göstermekte, mavi alanlar belirtilen eksenin tersi yönünde yer değiştirildiğini göstermekte, yeşil veya sarı alanlar belirtilen eksen yönündeki en düşük yer değiştirme miktarını göstermektedir.

Çalışmada yer değiştirme miktarları milimetre (mm), stres değerleri ise N/mm^2 ölçü birimleri kullanılmıştır. Yapılan sonlu eleman analizi sonucu elde edilen görselleştirmeler yer değiştirme miktarı ve stres değerleri, her model ve düzlem için ayrı başlıklar altında renk haritalı şekilleri ile gösterilmiştir.

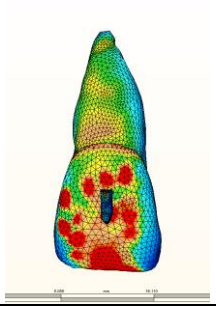
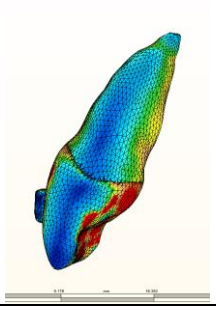
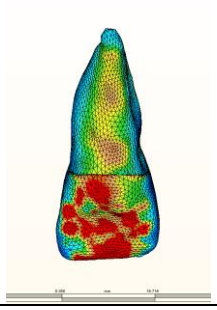
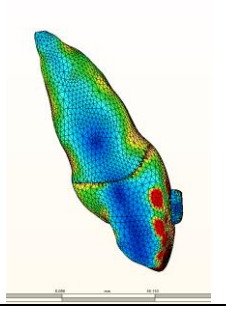
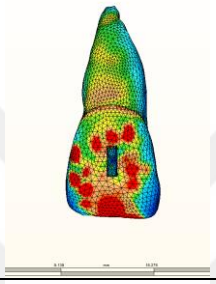
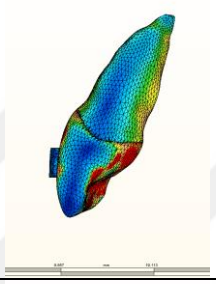
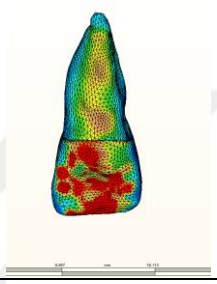
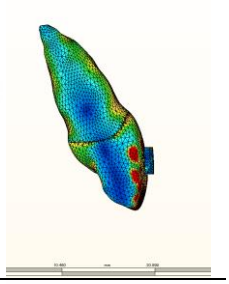
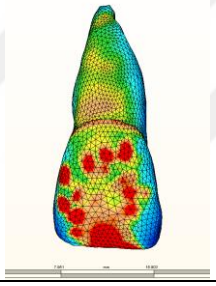
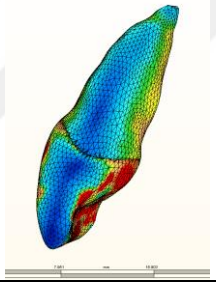
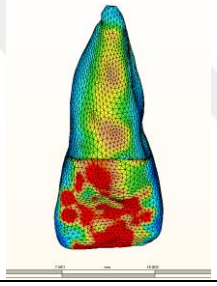
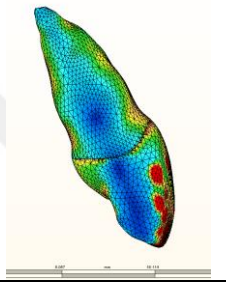
4.1. DİŞLERİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA MAKSİMUM VON MİSSES STRES DEĞERİ DAĞILIMI

Maksiller keser dişin farklı ataşmanların etkisi ile dişlerde oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüsü ve maksimum değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir. Bütün modellerde dişlerin kronlarının bukkal ve palatinal yüzeylerinde daha fazla stres oluştuğu görülmüştür.

Tablo 4.1. Dişlerin 10° tork hareketi altında Von Misses stres değeri dağılımı

	Bukkal	**Mezial**	**Palatinal**	**Distal**
Eğimli dikdörtgen ataşmanlı model **18,6088 N/ (mm^2)***				
Elipsoit ataşmanlı model 3,1865 N/ (mm^2)				
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model 4,38003 N/ (mm^2)				
Yatay dikdörtgen ataşmanlı model 3,03947 N/ (mm^2)				

Tablo 4.1. (Devamı) Dişlerin 10° tork hareketi altında Von Misses stres değeri dağılımı

	Bukkal	**Mezial**	**Palatinal**	**Distal**
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model 5,42708 N/ (mm^2)				
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model 3,10391 N/ (mm^2)				
Ataşmansız model 3,06488 N/ (mm^2)				

Tablo 4.2. Modellenen dişlerde meydana gelen en yüksek Von Misses değerleri

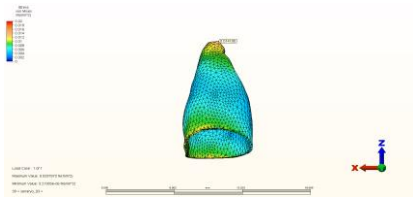
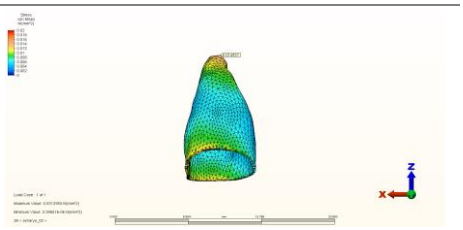
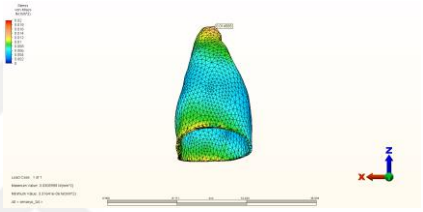
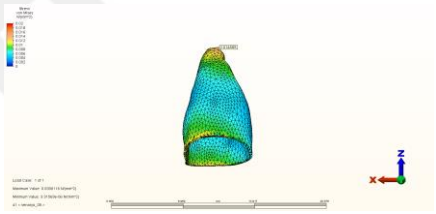
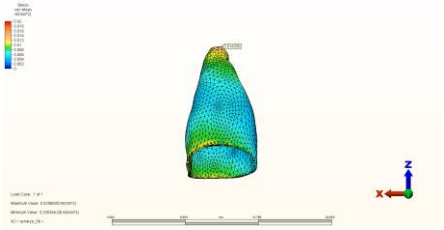
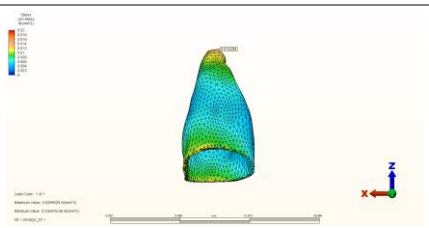
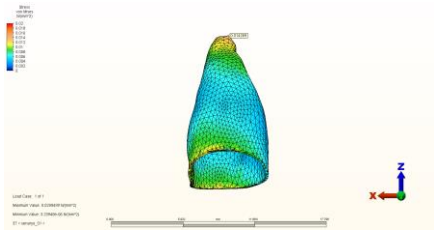
Modeller	**En yüksel Von Misses stres değerleri**
Eğimli dikdörtgen ataşmanlı model	**18,6088 N/ (mm2)***
Elipsoit ataşmanlı model	3,1865 N/ (mm2)
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model	4,38003 N/ (mm^2)
Yatay dikdörtgen ataşmanlı model	3,03947 N/ (mm^2)
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model	5,42708 N/ (mm^2)
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model	3,10391 N/ (mm^2)
Ataşmansız model	3,06488 N/ (mm^2)

Oluşturulan modellere 10° tork kuvveti verildiğinde, en yüksek Von Misses stres değerinin eğimli dikdörtgen ataşmanlı model olduğu saptanmıştır (Tablo 4.2).

4.2. MODELLRİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA PERİODONTAL LİGAMENTTEKİ VON MİSSES STRES DAĞILIMI

Farklı ataşman tipleri ile oluşturulan senaryolarda, periodontal ligamentte meydana gelen Von Misses stres dağılım alanları ve en yüksek stres değerleri Tablo 4.3'te gösterilmiştir. En yüksek Von Misses stres değeri 0,031 N/mm^2 olarak elipsoit ataşmanlı modelin distal gingival marjin bölgesinden ölçülmüştür. Bütün modellerde kök ucu bölgesi ile sement-mine birleşim bölgesinde daha fazla stres oluştuğu ve yine bütün modellerde en yüksek değerlerin yaklaşık aynı bölgelerde oluştuğu görülmüştür.

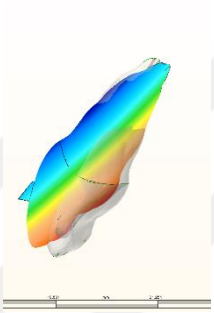
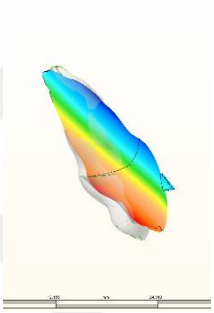
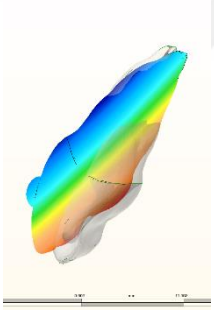
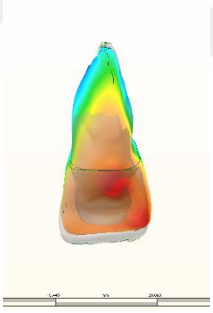
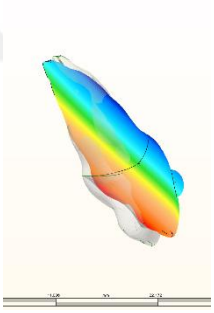
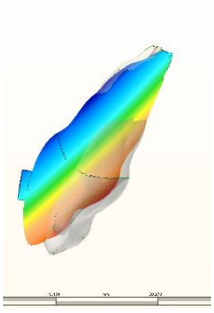
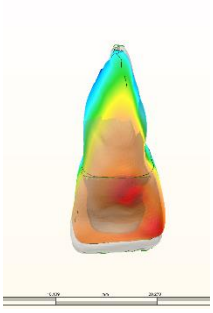
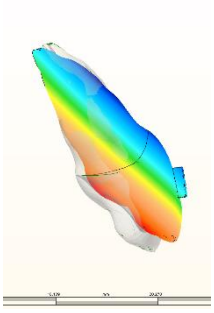
Tablo 4.3. Farklı ataşman tipleri ile oluşturulan senaryolarda tork hareketi altında periodontal ligamentte oluşan Von Mises stres değerleri

Eğimli dikdörtgen ataşmanlı model	Maksimum değer: 0,0297873 N/mm^2	
Elipsoit ataşmanlı model	**Maksimum değer:0,0312953 N/mm^2 ***	
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model	Maksimum değer:0,0305998 N/mm^2	
Yatay dikdörtgen ataşmanlı model	Maksimum değer:0,0306116 N/mm^2	
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model	Maksimum değer:0,0298835 N/mm^2	
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model	Maksimum değer:0,0299325 N/mm^2	
Ataşmansız model	Maksimum değer:0,0299499 N/mm^2	

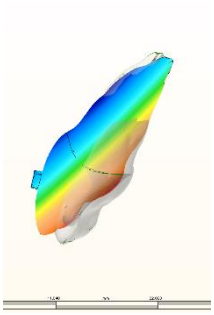
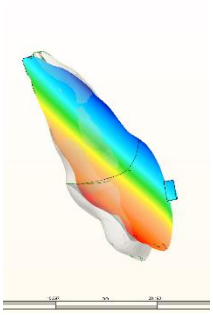
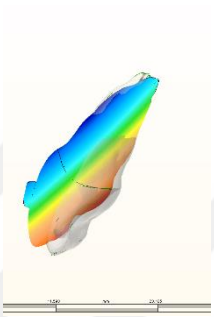
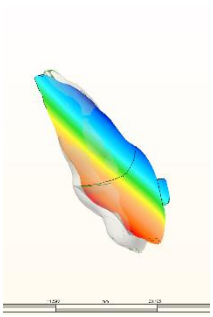
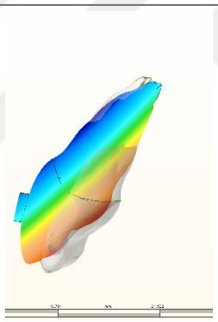
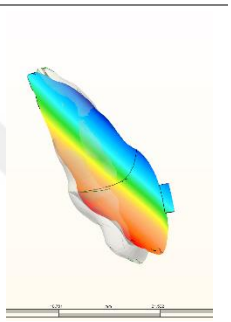
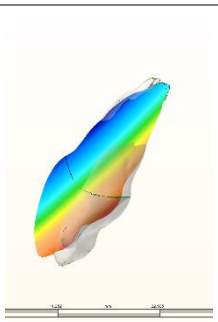
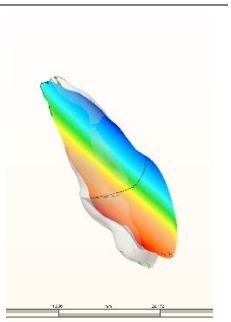
4.3. DİŞLERİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA MAKSİMUM YER DEĞİŞTİRME MİKTARI

Oluşturulan modellerin, tork hareketi altında yer der değişim miktarını ölçmek için dişin bütününde oluşan transversal, sagittal ve vertikal (x, y, z yönünde) düzlemde yer değişim görselleri Tablo 4.4, Tablo 4.5 ve Tablo 4.6'da verilmiştir. Modellerin tork kuvveti ile yer değiştirme miktarları Tablo 4.7'de verilmiştir.

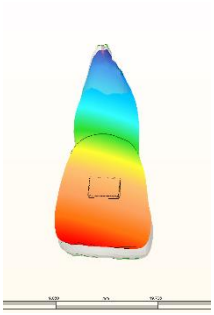
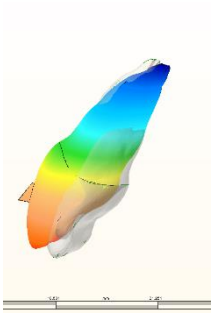
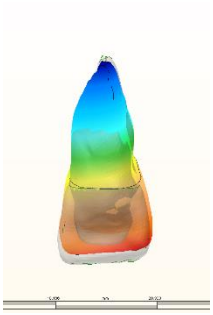
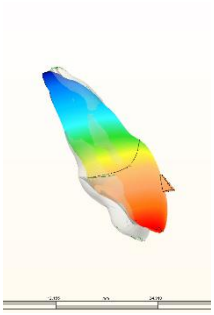
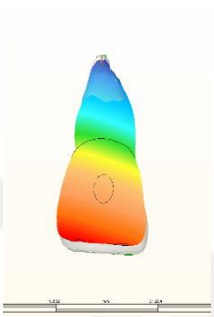
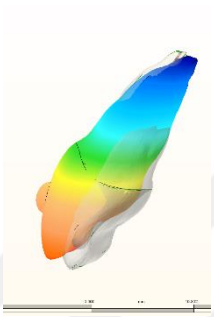
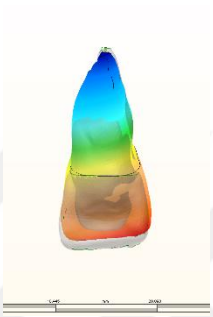
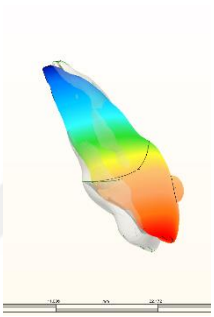
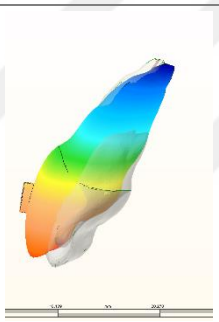
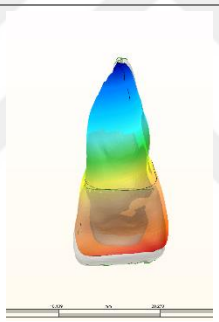
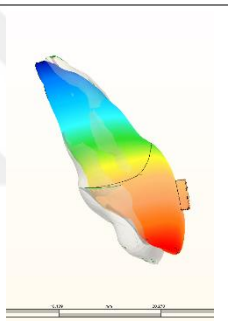
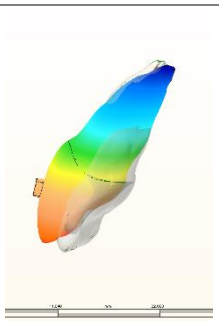
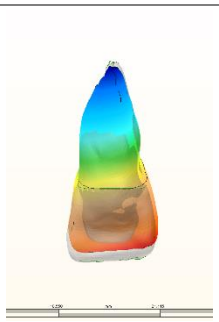
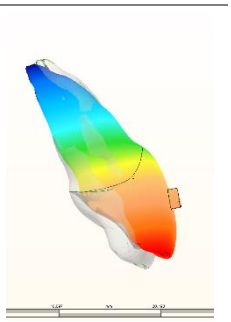
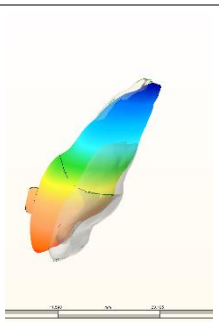
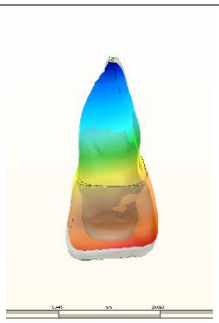
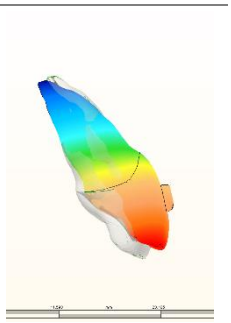
Tablo 4.4. Dişlerin transversal yönde (x yönde) yer değiştirmesi

	Bukkal	**Mezial**	**Palatinal**	**Distal**
Eğimli dikdörtgen ataşmanlı model				
Elipsoit ataşmanlı model				
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model				

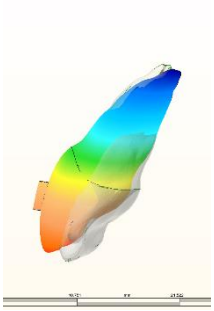
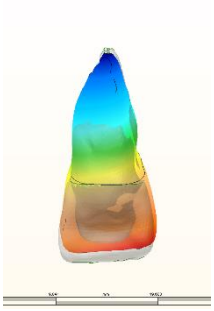
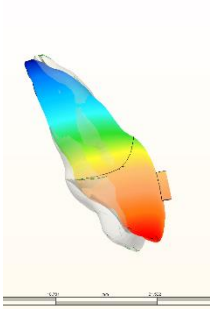
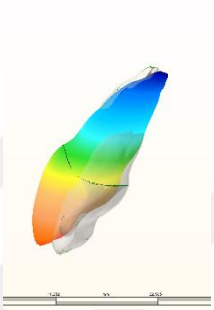
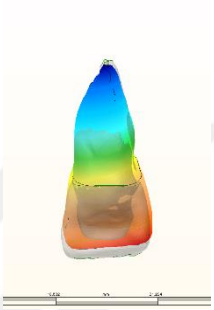
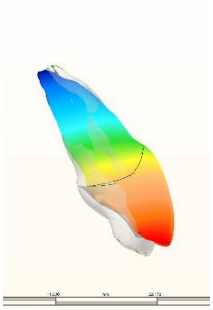
Tablo 4.4. (Devamı) Dişlerin transversal yönde (x yönde) yer değiştirmesi

	Bukkal	**Mezial**	**Palatinal**	**Distal**
Yatay dikdörtgen ataşmanlı model				
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model				
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model				
Ataşmansız model				

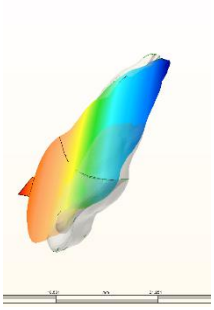
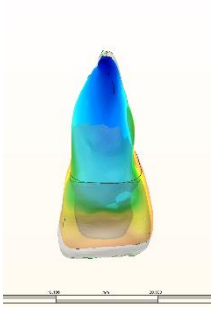
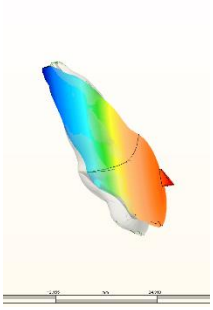
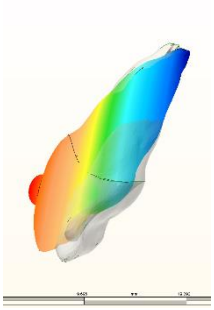
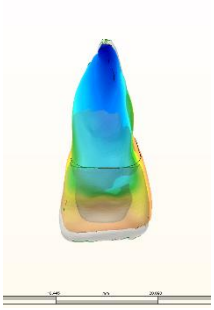
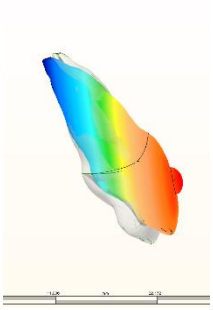
Tablo 4.5. Dişlerin sagitta yönde (y yönde) yer değiştimesi

	Bukkal	**Mezial**	**Palatinal**	**Distal**
Eğimli dikdörtgen ataşmanlı model				
Elipsoit ataşmanlı model				
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model				
Yatay dikdörtgen ataşmanlı model				
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model				

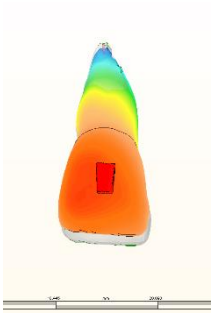
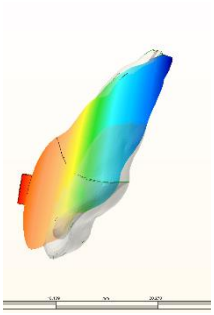
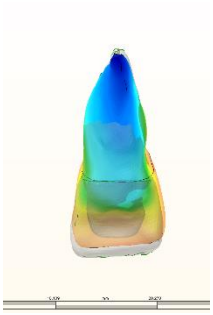
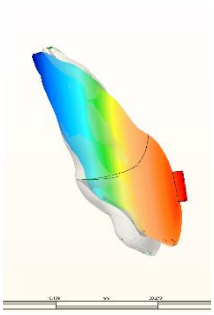
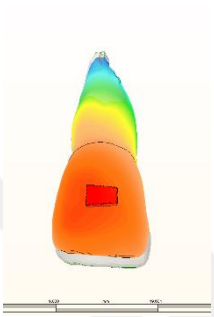
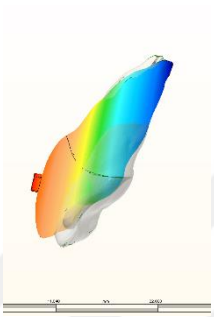
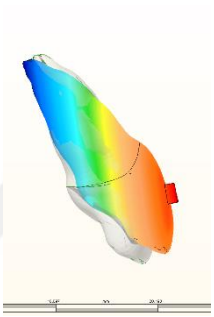
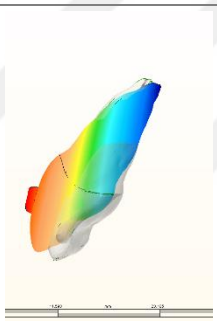
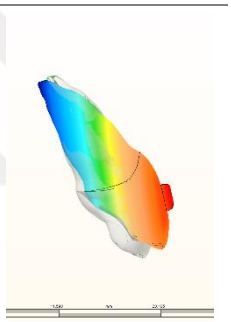
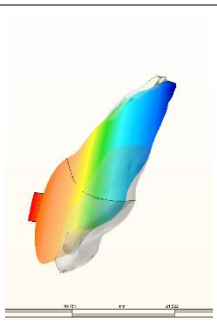
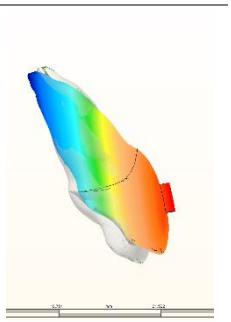
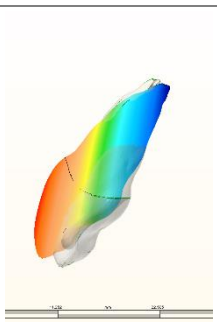
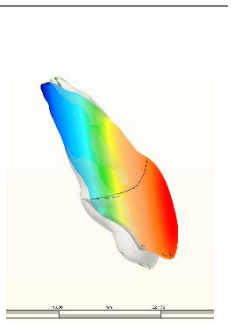
Tablo 4.5. (Devamı) Dişlerin sagitta yönde (y yönde) yer değiştimesi

	Bukkal	**Mezial**	**Palatinal**	**Distal**
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model				
Ataşmanı model				

Tablo 4.6. Dişlerin vertikal yönde (z yönde) yer değiştirmesi

	Bukkal	**Mezial**	**Palatinal**	**Distal**
Eğimli dikdörtgen ataşmanlı model				
Elipsoit ataşmanlı model				

Tablo 4.6. (Devamı) Dişlerin vertikal yönde (z yönde) yer değiştirmesi

	Bukkal	**Mezial**	**Palatinal**	**Distal**
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model				
Yatay dikdörtgen ataşmanlı model				
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model				
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model				
Ataşmansız model				

Tablo 4.7. Dişlerin 10° tork hareketinde transversal, sagittal ve vertikal yöndeki hareket miktarları

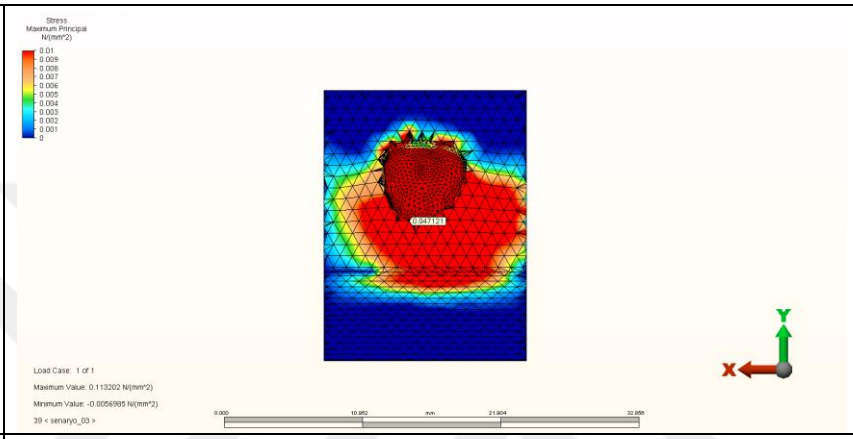
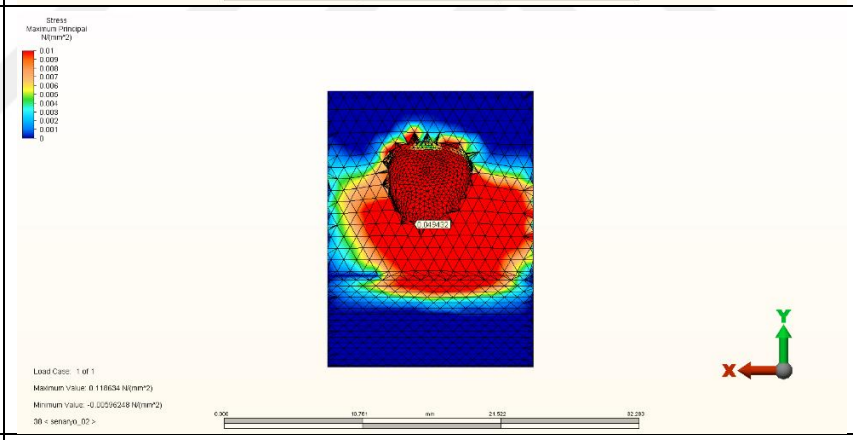
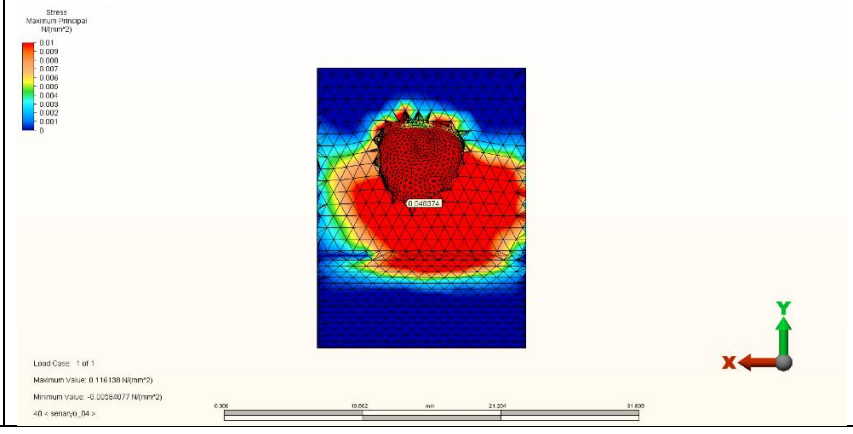
	Transversal Düzlemdeki Yer değiştirme (x yönü) (mm)	**Sagittal Düzlemdeki Yer Değiştirme (y yönü) (mm)**	**Vertikal Düzlemdeki Yer Değiştirme (z yönü) (mm)**
Eğimli dikdörtgen ataşmanlı model	1,60438 x 10^{-3} mm	11,9241 x 10^{-3} mm	7,566411 x 10^{-3} mm
Elipsoit ataşmanlı model	**1,899248 x 10^{-3} mm**	**12,634 x 10^{-3} mm**	**7,67324 x 10^{-3} mm**
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model	1,75914 x 10^{-3} mm	12,3093 x 10^{-3} mm	7,51151 x 10^{-3} mm
Yatay dikdörtgen ataşmanlı model	1,73344 x 10^{-3} mm	12,303 x 10^{-3} mm	7,58717 x 10^{-3} mm
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model	1,61019 x 10^{-3} mm	11,9626 x 10^{-3} mm	7,32876 x 10^{-3} mm
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model	1,62324 x 10^{-3} mm	11,9856 x 10^{-3} mm	7,36803 x 10^{-3} mm
Ataşmansız model	1,63963 x 10^{-3} mm	12,003 x 10^{-3} mm	6,60566 x 10^{-3} mm

Modeller yer değiştirme büyüklükleri açısından değerlendirildiğinde tüm modellerde bu sayıların oldukça düşük seviyelerde olduğu görülmektedir (Tablo 4.6). Modellerdeki üç yönlü yer değiştirmeler değerlendirildiğinde en çok yer değiştirmenin elipsoit ataşmanlı model olduğu ölçülmüştür.

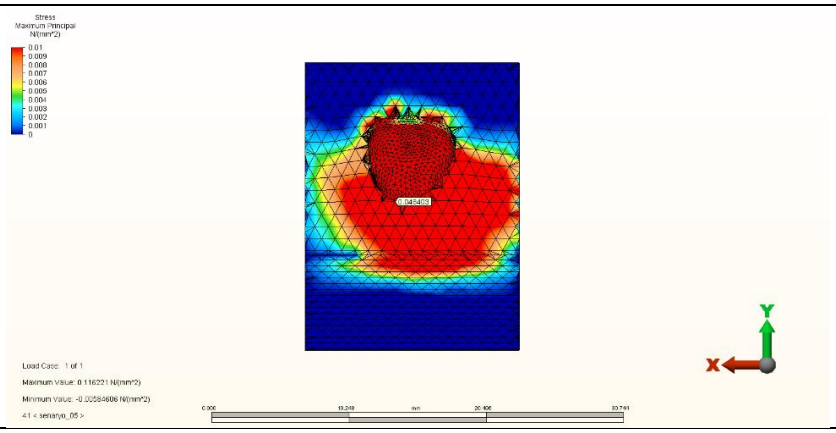
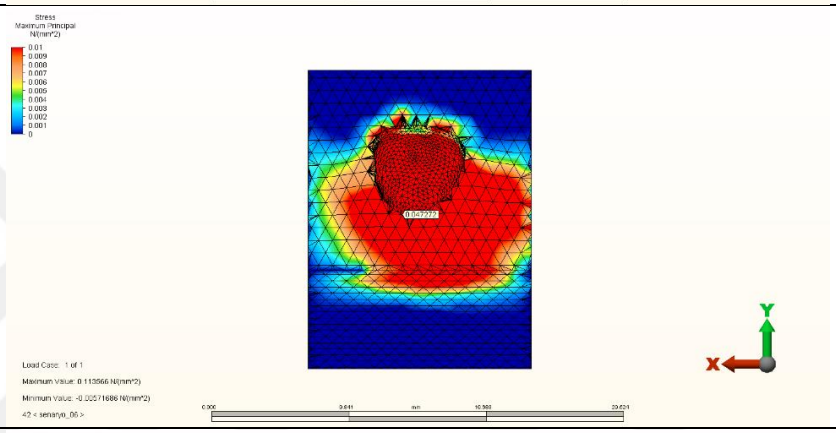
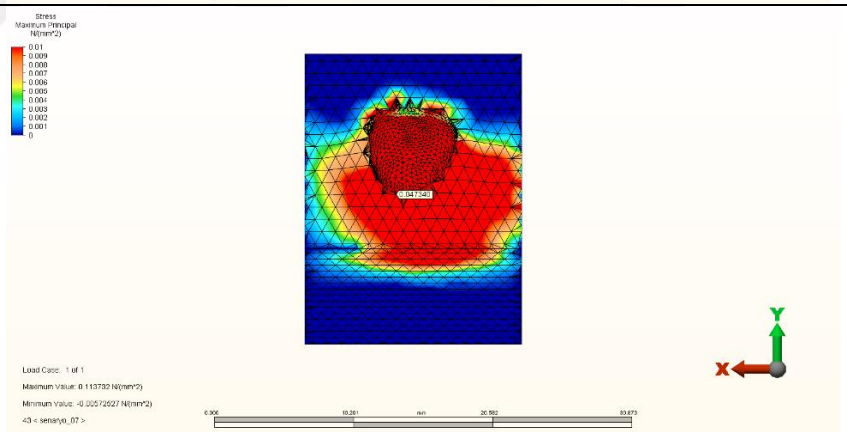
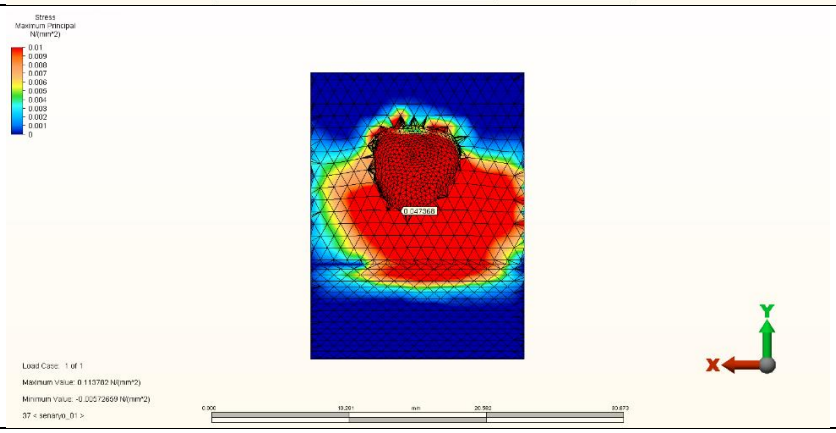
4.4. MODELLERİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA KORTİKAL KEMİKTEKİ VON MİSSES STRES DAĞILIMI

Modellerin Kortikal kemikte meydana gelen Von Misses stres dağılım alanları Tablo 4.8'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8. Kortikal kemikte oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüleri

Eğimli Dikdörtgen ataşmanlı model	
Elipsoit ataşmanlı model	
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model	

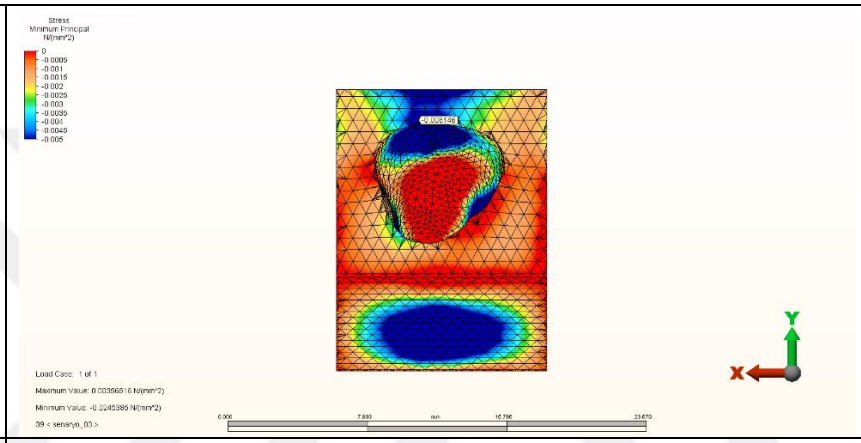
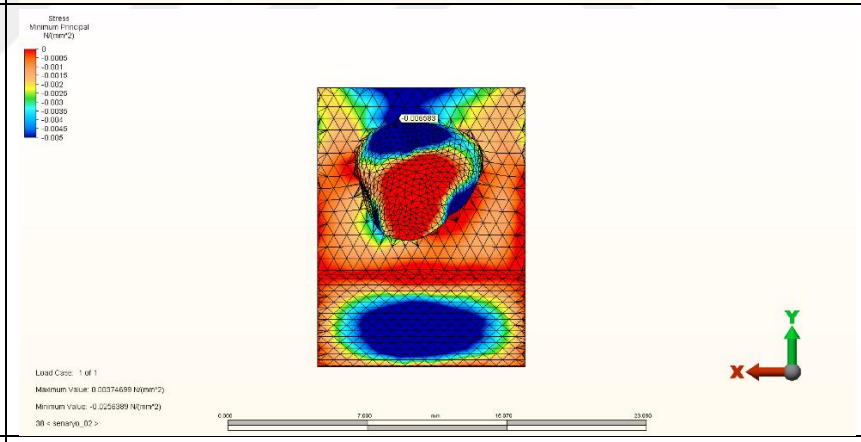
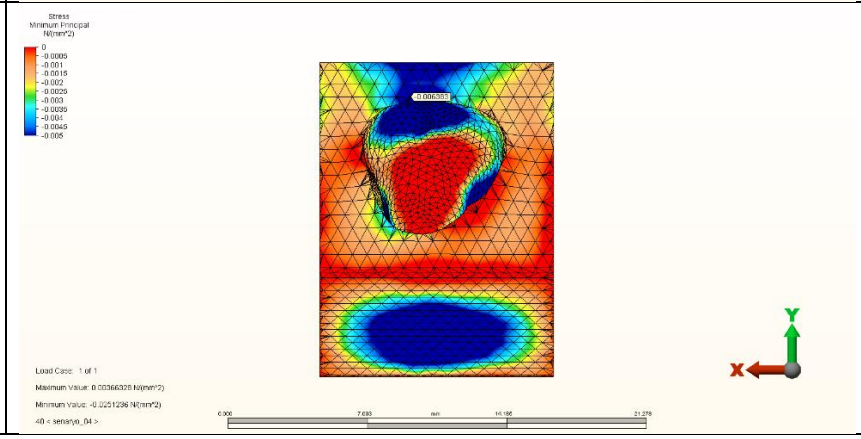
Tablo 4.8. (Devamı) Kortikal kemikte oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüleri

Yatay dikdörtgen ataşmanlı model	
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model	
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model	
Ataşmansız model	

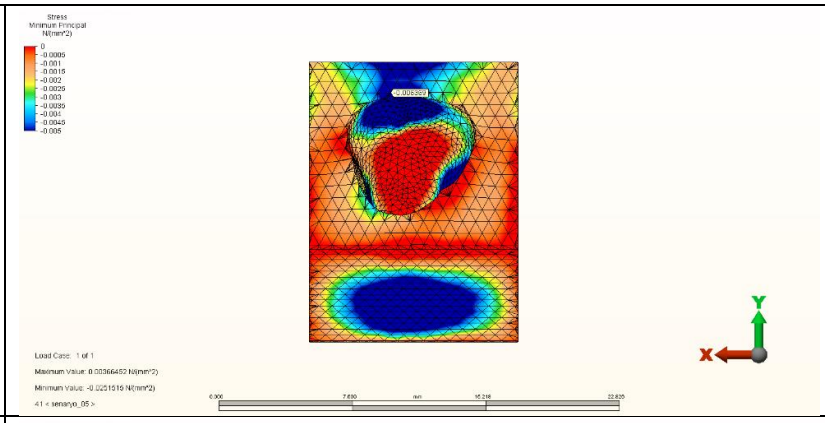
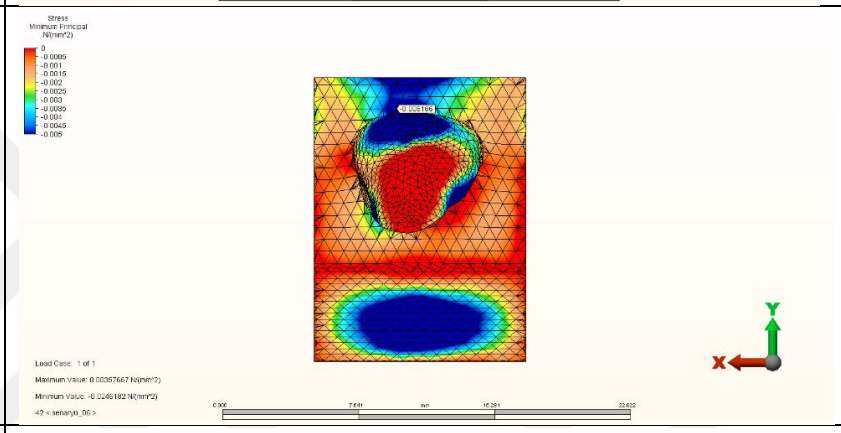
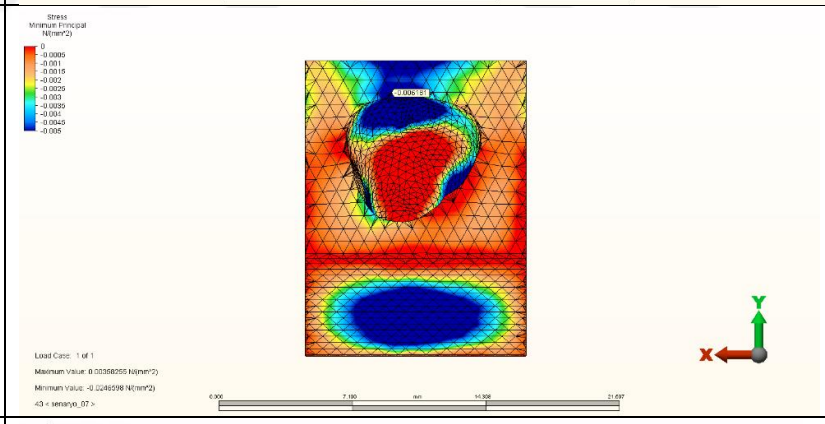
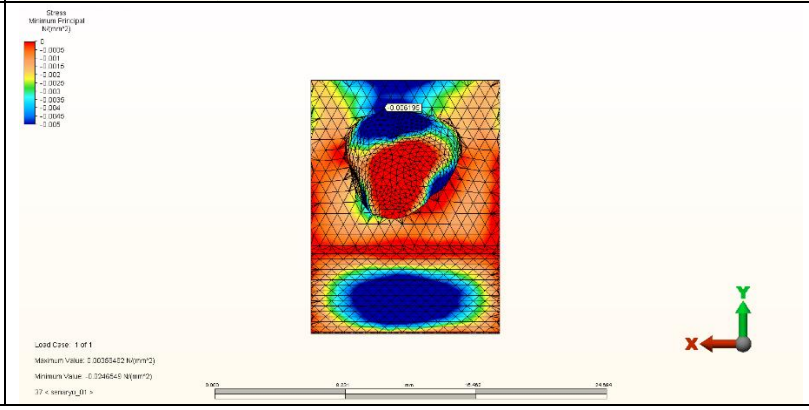
4.5. MODELLERİN 10^0 TORK HAREKETİ ALTINDA SÜNGERİMSİ KEMİKTEKİ VON MİSSES STRES DAĞILIMI

Modellerin süngerimsi kemikte meydana gelen Von Misses stres dağılım alanları Tablo 4.9'da gösterilmiştir. Süngerimsi kemikte birbirine çok yakın değerlerde stres biriktiği görülmektedir.

Tablo 4.9. Süngerimsi kemikte oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüleri

Eğimli dikdörtgen ataşmanlı model	
Elipsoit ataşmanlı model	
Dikey dikdörtgen ataşmanlı model	

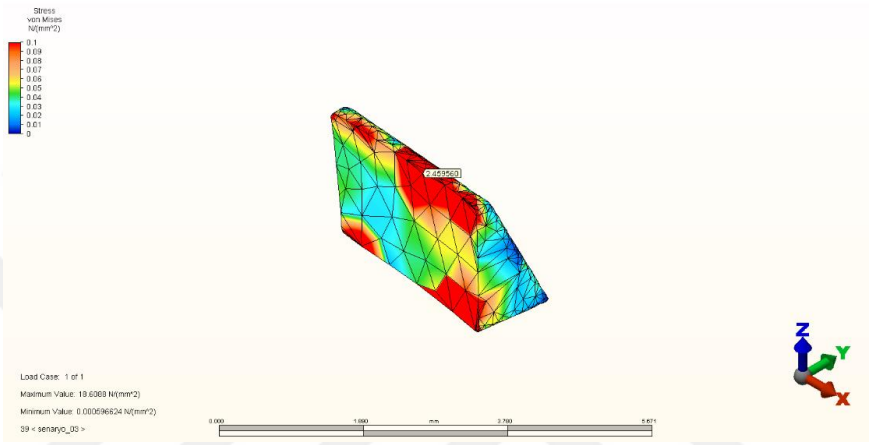
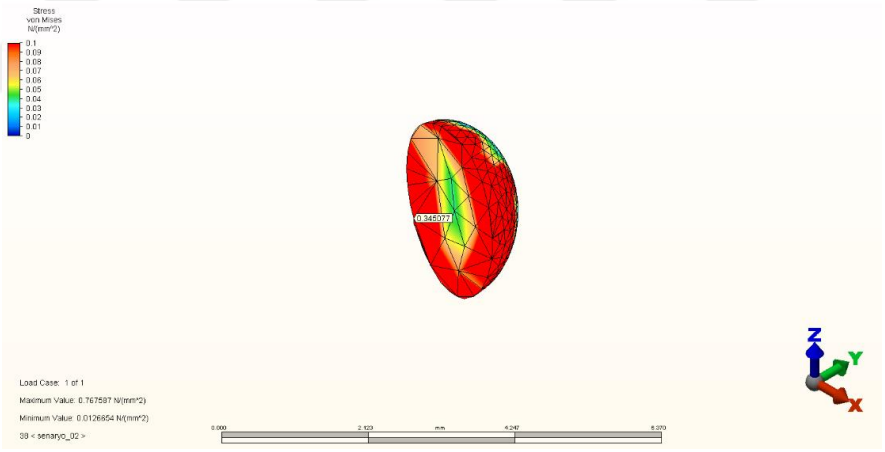
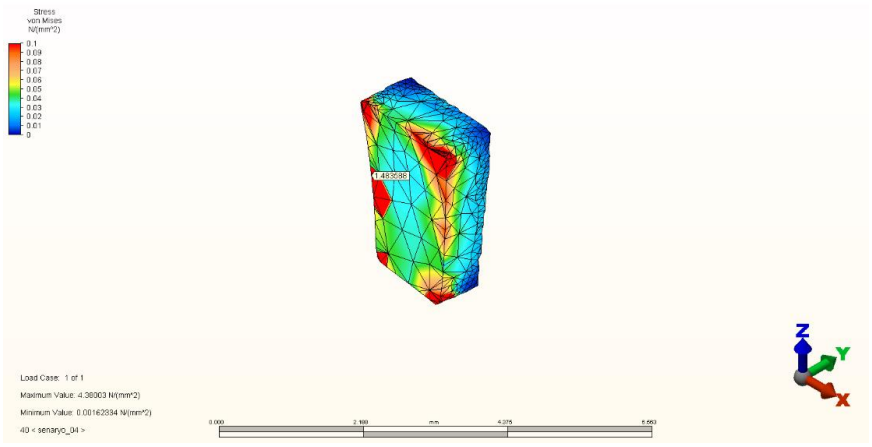
Tablo 4.9. (Devamı) Süngerimsi kemikte oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüleri

Yatay dikdörtgen ataşmanlı model	
Modifiye eğimli yarım silindir ataşmanlı model	
Modifiye yarım silindir ataşmanlı model	
Ataşmansız model	

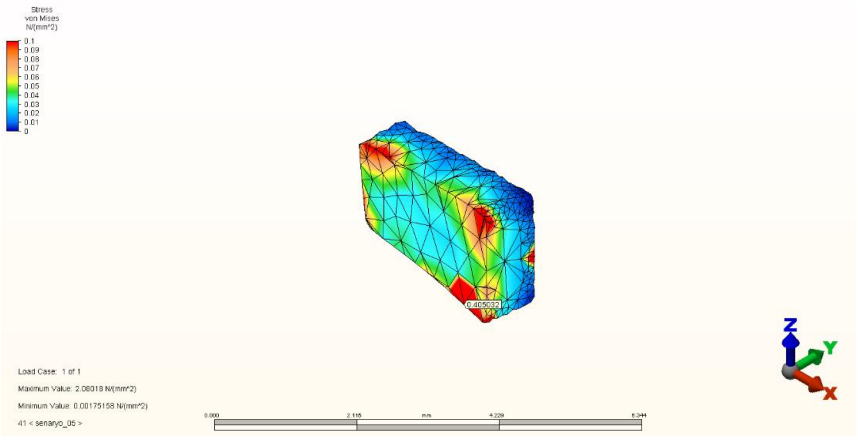
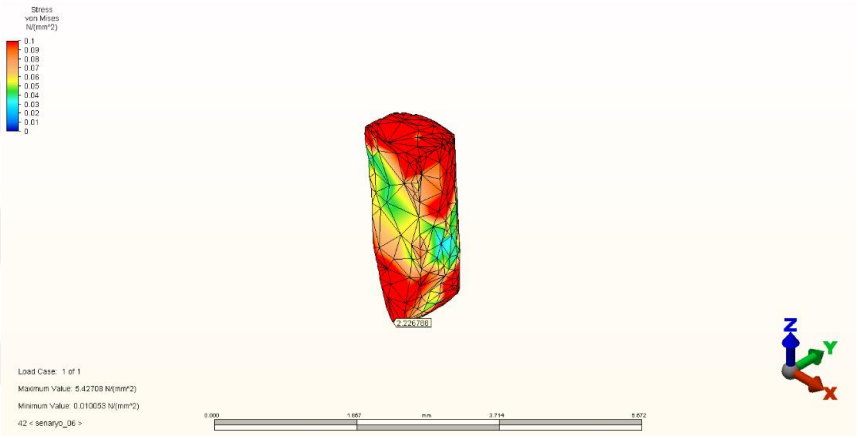
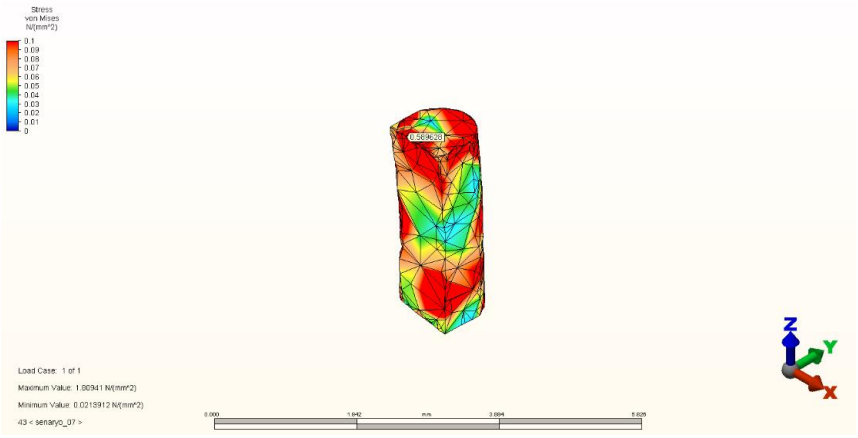
4.6. MODELLERİN 10° TORK HAREKETİ ALTINDA ATAŞMANLARDAKİ VON MİSSES STRES DAĞILIMI

Modellerin ataşmanlarında meydana gelen Von Misses stres dağılım alanları Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

Tablo 4.10. Ataşmanların üzerinde oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüleri

Eğimli dikdörtgen ataşman 18,6088 N/mm^2	
Elipsoit ataşman 0,767587 N/mm^2	
Dikey dikdörtgen ataşman 4,38003 N/mm^2	

Tablo 4.10. (Devamı) Ataşmanların üzerinde oluşan Von Misses stres dağılımı görüntüleri

Yatay dikdörtgen ataşman 2,08018 N/mm^2	
Modifiye eğimli yarım silindir ataşman 5,42708 N/mm^2	
Modifiye yarım silindir ataşman 1,80941 N/mm^2	

Tablo 4.11. Ataşmanların üzerinde oluşan Von Misses stres gerilmesi

Modeller	**Maksimum Von Misses stres değerleri**
Eğimli dikdörtgen ataşman	**18,6088 N/mm^2**
Elipsiot ataşman	0,767587 N/mm^2
Dikey dikdörtgen ataşman	4,38003 N/mm^2
Yatay dikdörtgen ataşman	2,08018 N/mm^2
Modifiye eğimli yarım silindir ataşman	5,42708 N/mm^2
Modifiye yarım silindir ataşman	1,80941 N/mm^2

Ataşmanların kendi üzerinde oluşan Von Misses stres dağılımları değerlendirildiğinde köşeli yapıdaki ataşmanların kenar ve köşelerinde diğer yerlerine kıyasla daha fazla stres biriktiği; yuvarlak yapıdaki ataşmanların daha genele yayılarak stres biriktirdiği gözlenmiştir (Tablo 4.10). Bütün modeller kendi içinde değerlendirilip en fazla stres oluşan ataşmanın en düşüğe doğru sıralanması şu şekildedir:

Eğimli dikdörtgen a.> Modifiye eğimli yarım silindir a.> Dikey dikdörtgen a.> Yatay dikdörtgen a.>Modifiye yarım silindir a> Elipsoit a.

5. TARTIŞMA

5.1. ÇALIŞMANIN AMACI

Günümüzde giderek yaygınlaşan şeffaf plak tedavileri, markaların veya hekimlerin belirlediği ölçüde çeşitli ataşmanlar kullanılarak veya ataşmansız olarak yapılabilmektedir. Bu tedavilerin en önemli aşaması teşhisin doğru konulması ve tedavi aşamalarının doğru belirlenmesidir. Dişlerin morfolojik yapısı, hastanın estetik beklentileri, tedaviye olan motivasyonu ve şeffaf plak tedavisinin sınırları göz önünde bulundurarak planlanan uygun şeffaf plak reçetesi seçimi tedavilerin uzun dönem başarısını belirlemektedir (132).

Şeffaf plak tedavilerinin tarihi boyunca en yaygın endişe, diş hareketinin öngörülen ve istenilen şekilde olmamasıdır. Chisari ve ark. (133), şeffaf plaklarla tedavisi yapılan tek bir kesici dişin öngörülen diş hareketinin sadece %57'sinin gerçekleşebildiğini belirtmişlerdir.

Şeffaf plaklar ile yapılan diş hareketinin aşamalandırılması, yazılım üzerinden ayarlanan hareket türleri ve miktarı (134), power arm, elastik ve buton gibi yardımcı elemanların kullanımı (14), plakların fiziksel özellikleri ve üretim yöntemleri (135) ile plağın dişetine göre konumu (54) gibi tedavinin sonucunun tahmin edilebilirliğini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır.

Literatürde şeffaf plak tekniklerini karşılaştıran az sayıda çalışma bulunmaktadır. Ercoli ve ark. (136) çalışmalarında iki farklı şeffaf plak sisteminin endikasyonunu, kullanım kolaylığını, maloklüzyon tedavisini ve madde özelliklerini değerlendirilmişlerdir. Bu sistemlerin her ikisinde de dişlerin hizalanması ve ark koordinasyonu hedefine ulaşılmış ancak tork ve rotasyon düzeltilmesi ile ilgili sorunlarla karşılaştıklarını belirtmişlerdir.

Kwon ve ark. (137), termoform sürecini simüle etmek için 3 noktalı bükme testleri ve düz bir alçı model üzerinde ısıyla şekillendirilmiş malzeme numuneleri kullanarak 0,5 ile 1,0 mm kalınlıkları arasındaki 3 farklı termoplastik ortodontik plağın kuvvet iletim özelliklerini araştırmışlardır. Dişlere aşırı kuvvet uygulanmaması için, kullanılan plakların kalınlıklarının 0,2mm ile 0,5 mm arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Elkholy ve ark. (138) yaptıkları in vitro çalışmasında; 0,3mm, 0,4mm, 0,5mm, 0,625mm ve 0,75mm kalınlıklarındaki şeffaf plaklar ile maksiller keser dişlere derotasyon hareketi oluşturmak için kuvvet ve moment uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda ince yapıdaki 0,3mm ve 0,4mm şeffaf plaklar ile dişlerde aşırı yüklenme ve kök rezorpsiyonu risklerinin daha az olabileceğini belirtmişlerdir (138,139).

Kim ve ark. (121) ile Gomez ve ark. (120) çalışmalarında 0,3mm kalınlığındaki şeffaf plaklar kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da, maksiller keser dişleri kaplayan, komşu dişlere temas eden yerler boş bırakılmış ve kalınlığı 0,3mm olan şeffaf plaklar tasarlanmıştır .

Yakın zamanda geliştirilen yaklaşımlarda, kurulum adımları 0,2 mm veya daha düşük değerlere indirilir, böylece daha sert plaklar aynı kalınlıkta kullanılabilir (140).

Gerçekleştirmiş olduğumuz literatür araştırmasına göre şeffaf plak tedavilerinde diş hareketinin ekinliği ile ilgili çalışmalar oldukça az olmasına rağmen son zamanlarda artış göstermektedir (120,121,127,141,142).

Şeffaf plaklar ile kök hareketi kontrolü, her zaman endişe kaynağı olmuştur (142–144). Plastiklerde kuvvet kaybı olması nedeniyle tork ve gövdesel diş hareketi ile kök paralelliğini sağlamak nispeten zordur (132). Farklı şeffaf plaklar kullanılarak ön dişlerin tork hareketinin öngörülebilirliği konusunda yeterli literatür bulunmamaktadır (14,60,76,142,144,145).

Son zamanlarda şeffaf plak tedavilerinde etkin bir ortodontik kuvvet oluşturabilmek ve bowing etkisini önlemek için kompozit ataşmanların kullanılması önerilmektedir (127). Hahn ve ark. (142) yaptığı çalışmada ataşmansız olarak dişlere tork hareketi verilmeye çalışıldığında plağın yerinden çıkmaya meyilli olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte, aligner tipi apareylerin ataşmanları ile diş hareketinin mekanizması henüz net değildir (127).

Önceleri daha çok ataşmansız olarak yapılan şeffaf plak tedavileri, hastanın konforu ve etkin tedavisi için farklı tipte ataşmanlar tedaviye eklenerek uygulanmaktadır. Birçok şeffaf plak uygulayıcısı farklı ortodontik ihtiyaçlara göre değişik şekillerde ataşman geliştirmişlerdir. Her diş hareketinin kendine özgü

ataşmanları olabilmektedir. Dişlerin şeffaf plaklarla ekstrüzyon hareketi için ataşman kullanılmadan yapılan tedavilerin ataşman kullanılarak yapılan tedavilere göre daha başarısız olduğu görülmüştür (62).

Barone ve ark. (146) ataşman kullanımının keser ve kanin dişlerin rotasyon hareketinin başarısı üzerine yaptıkları çalışmada, ataşman kullanımının daha fazla rotasyon hareketi sağladığını bulmuşlardır.

Savignano ve ark. (147) vertikal ve horizontal ataşmanlar kullanılarak yapılan diş hareketinin ataşmansız gruba göre daha fazla olduğunu göstermişleridir.

Rossini ve ark. (143) elipsoit ve dikdörtgen ataşman ile yapılan şeffaf plak tedavilerinde daha iyi diş hareketi olduğu sistematik revievde belirtilmiştir.

Gomez ve ark. (120) ataşmansız şeffaf plak kullanımında ataşmanlı gruba göre daha az diş hareketi olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, ataşmansız yapılan tedavilerde dişlerde tipping kontrolünün yapılamadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızın amacı, tek kalınlık ve sertlikte uygulanan şeffaf plaklar kullanılarak 6 farklı ataşman şekli ile ilaveten ataşmansız olarak maksiller keser dişler üzerindeki tork hareketine etkisini araştırmaktır.

5.2. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Şeffaf plakla yapılan tedavilerde başarıya ulaşmak için plaklar ve ataşmanlar ile dişlere ve çevre dokulara iletilen kuvvetin miktarı ve çevre dokulara etkilerini öngörmek oldukça önemlidir. Uygulanan kuvveti ve oluşan stresin çevre dokulara etkisini belirleyebilmek için stres analizlerinin yapılması gerekmektedir.

Şeffaf plaklarla uygulanan kuvvetin, dişler ve destek dokulara etkisini modellemek için birçok uygulama geliştirilmiştir. Daha önceleri birçok araştırmacı gerinim ölçer, fotoelastisite ve lazer holografi yöntemi gibi yöntemler kullanmıştır, fakat bu yöntemlerle sayısal veriler elde edilememiş, karmaşık geometrilere sahip maddelerin modellenmesinde sorun yaşanmış ve modellerin fiziksel özellikleri tam anlamıyla yansıtılamamıştır. In vitro ortamda doku içine

cihaz yerleştirmenin gerekmesi ve deney düzeneği gerektirmesi gibi birçok problem ile karşılaşılmıştır (148–150).

Düzensiz geometrilere sahip problemleri analitik olarak çözmek oldukça zordur. Sonlu elemanlar analizi, mühendislik, bilim ve uygulamalı matematik karmaşık problemlere nicel çözümlerle yaklaşarak, fiziksel sistemlerin tepkisini öngören bilgisayar destekli bir yöntemdir. Bu yöntem, diş hekimliğinde birçok alanda kullanılmakta olup ortodonti alanında da kullanılmaktadır (151,152). Şeffaf plak tedavisinde keserlerde etkin bir tork hareketi için ataşmanların gerekip gerekmediği veya hangi ataşman çeşitlerinin daha etkili olduğunu; dişlerdeki yer değiştirmenin ve periodontal ligamentte oluşan streslerin incelendiği çalışmamızda, sonu elemanlar analizi tercih edilerek, ataşmanların etkinliği tahmin edilmeye çalışılmıştır.

Tıbbi görüntüleme, modelleme ve sonlu elemanlar analizi çözümleri, radyografik incelemelerden üç boyutlu morfolojiyi optimize etmek ve kemik gibi karışık anatomik yapılar için stres ve defleksiyon dağılımlarını belirlemek için yapılan en iyi tekniklerdir. Analizi yapılacak nesne, analizi yapılacak yapının geometrisini tanımlayan bir ağ yapısı şeklinde bilgisayarda simüle edilir. Bu ağ "ayrıştırma" adı verilen bir süreçle, "elemanlar" adı verilen birimlere bölünmektedir ve "düğüm" adı verilen sınırlı sayıda nokta ile birleşmektedir. Sonlu elemanlar analizi ile elde edilecek veriler, modelin gerçek haline ne kadar benzediği ile ilişkilidir. Çalışmamızda nesnelerin gerçek hallerine en yakın sonuçların elde edilebilmesi ve modellerin daha ayrıntılı biçimlendirilebilmesi için mümkün olduğu kadar çok 8 düğümlü eleman kullanılmıştır. Gautam ve ark. (153) 8 düğümlü tetrahedral eleman özelliklerinin insan anatomisindeki diş ve çevre dokular için uygun olduğunu belirtmişlerdir. Sekiz düğümlü elemanların karmaşık nesnelerde gerekli geometriyi sağlayamadığı durumlarda 7 düğümlü, 6 düğümlü, 5 düğümlü ve 4 düğümlü elemanlar da yazılımın içerisinde kullanılmaktadır.

Sonlu elemanlar analizi yapıldıktan sonra Von Mises stresleri ve yer değiştirme miktarları elde edilmektedir. Stres değerleri analizi yapılacak materyalin mekanik özelliklerine göre değerlendirilmelidir. Von Mises stres ölçümleri, kuvvet uygulanmasından sonra oluşan stresin dağılımı ve miktarını ölçer. Çalışmamızda

kuvvet, modeller üzerinde uygulandıktan sonra ilk anda oluşan stres ve yer değiştirmeler incelenmiştir ve bu hareket ile stresin daha çok periodontal ligament üzerinde oluşacağı öngörülerek, periodontal ligament üzerindeki Von Mises stres değerleri çalışmamızda incelenmiştir.

Çalışmamızda maksiller ön bölgenin kemik dokusunun modelinin oluşturulabilmesi için herhangi kraniyofasiyal bozukluğu olmayan erişkin bir erkek hastanın maksillasıın, KIBT görüntüleri kullanılarak oluşturulmuştur. Maksiller kesici dişlerin geometrik modelleri, Pekin Üniversitesi, (Pekin, Çin) Stomatoloji Okulu'ndan morfolojik koşullara sahip standart örnek dişlere dayanarak oluşturulmuştur. Maksiller santral dişlerin toplam uzunlukları 23.55 ve; kök uzunlukları 14.4 mm olarak düzenlenmiştir (122).

Maksiller keser dişler, küp şeklindeki maksiller kemik içine gömülmüştür. Dişlere 10^{o} tork hareketi verilecek şekilde kuvvet uygulanmıştır (14).

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için yapıların maddesel değerlerinin yazılıma tanıtılması gerekmektedir. Maddesel özellikleri ve dokuların yapısı, kuvvet dağılımını etkilemektedir. Araştırmamızda daha önce yapılmış çalışmalar referans alınarak benzer elastikiyet modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (60,120–122,124). Çalışmamızda, tüm modellemeler homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Ancak, biyolojik materyallerin tamamen homojen, izotropik, ve uniform olması mümkün değildir. Materyaller belli bir yere kadar elastik deformasyon gösterirken, sınır nokta geçildikten sonra plastik deformasyon özelliği göstermektedir. Çalışmadaki kullanılan materyal özellikleri ile kuvvet miktarının sabit olması ve modellerin kendi içinde değerlendirilmesi, yapılan klinik çalışmalarla benzer sonuçlar elde edilmesi ve literatürde benzer varsayımların kabulüyle uluslararası hakemli dergilerde yayınlanmış çalışmaların bulunması, bilimsel olarak uygun olduğu kanısını güçlendirmektedir. Sonlu elemanlar analizi yöntemi, periodontal membran ve alveolar kemik gibi dokuların fizyolojik tepkileri hakkında en nicel ve ayrıntılı veriler sağlayabilen, invazif olmayan bir yöntemdir (131).

Periodontal ligamentin, düzensiz damarlar ve yoğun fibriller içeren, kökün her yerinde farklı özellikte bir yapı olduğu bilinmektedir. Bu sebeple bazı çalışmalarda periodontal ligamentin materyal özelliğinin anizotropik ve non-lineer

viskoelastik olarak yapıldığı görülmektedir (154–156). Buna karşın çalışmamıza benzer şekilde periodontal ligamentin uniform, lineer elastik, izotropik ve homojen olarak kabul edildiği de görülmektedir (157–159).

Sonlu elemanlar analizinin kullanıldığı çalışmaların büyük çoğunluğunda bu çalışmadaki gibi yalnızca ilk yer değiştirme hareketi ve stres dağılımı bilgileri yer almaktadır. Yükleme koşulları devam ettirildiğinde, bir süre sonra ne olabileceğini tam bilmek mümkün olmamaktadır. Bu dezavantaj araştırmamız için de geçerlidir.

Daha önce yapılmış sonlu elemanlar analizi çalışmalarına benzer şekilde kortikal ve trabeküler kemiğin izotropik, homojen ve lineer elastik olarak modellenmiştir (120). Modellerin köklerini çevreleyen kemiğin osteonlar, havers kanallar, interstisyel lameller ve gözenek gibi yapıların modellenemediği; heterojen yönlerini içermediği görülmektedir. Ayrıca, bu kemik mikro yapılarının malzeme özellikleri ile ilgili bilgiler eksiktir.

5.3. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Oluşturulan modellerin tork hareketi sonucu bulguları değerlendirilirken, her bir ataşmanlı ve ataşmansız modelin transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları incelenmiştir. Görsel modellerle oluşturulan yer değiştirmelerin, üç boyutlu olarak nasıl olduğu anlaşılması hedeflenmiştir. Modeller kendi içerisinde değerlendirildikten sonra karşılaştırmalı olarak tork hareketleri değerlendirilecektir. Böylece ataşmanların şekillerinin tork hareketi üzerindeki etkinliğinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

İlk ataşman çeşidimiz olan eğimli dikdörtgen ataşmanın maksiller keser diş üzerine yerleştirilmesinde Dasy ve ark. (15) ile Hennessy ve ark. (35) çalışmaları dikkate alınmıştır.

Elipsoit ataşman tipi rotasyon düzeltilmesinde tek olarak, kök hareketi elde edilmesinde ise çift olarak kullanılır. Kesici, kanin ve premolar dişlerde kullanılan bu ataşman 3mm yüksekliğinde, 2mm genişliğinde ve 0,75-1mm kalınlığında uygulanmaktadır. Tek olarak kullanılan elipsoit ataşman, sabit ortodontik mekaniklerdeki geniş braket etkisine benzer şekilde rotasyon kontrolü sağlamaktadır.

Çift olarak kullanıldığında ise kuvvet çifti oluşturarak, köklerin dikleştirilmesine izin vermektedir. Ayrıca elipsoit ataşmanlar yardımıyla konvansiyonel braketler gibi gövdesel hareket gerçekleştirilebilmektedir (35).

Dişlerin ekstrüzyon hareketinde daha çok eğimli ataşman kullanılmaktadır. Bu ataşmanlar 3-5mm genişliğinde, 2mm yüksekliğinde ve 0,25-1,25mm kalınlığında uygulanmaktadır. Sabit mekaniklere benzer şekilde şeffaf plak ile diş arasında meydana gelebilecek kaymayı sınırlayan aktif köşelere sahiptir.

Mezio-distal hareket gerektiğinde dikey dikdörtgen ataşmanlar kullanılmaktadır. Bu ataşmanlar 3-5mm yüksekliğinde, 2mm genişliğinde ve 0,5 mm kalınlığındadır. Bu ataşmanlar uzun boşlukların kapanmasını sağlarken daha paralel kuvvet uyguladığı ileri sürülmüştür (35).

Dasy ve ark. (15) yaptıkları çalışmada elipsoit ile eğimli dikdörtgen ataşmanlar şeffaf plak tedavisinde retansiyonları bakımından karşılaştırılmış ve elipsoidin retansiyona etkisinin önemli derecede olmadığı ancak eğimli dikdörtgen ataşmanın retansiyonu arttırdığı sonucuna varılmıştır. Bizim çalışmamızda da elipsoit ataşmanlı modelin her 3 yönde hareketinin daha fazla olması dişte diğer ataşmanlara göre daha etkin harekete sebep olabileceği düşünülerek dişin ilk halinden uzaklaşmasından dolayı retansiyona katkısı olmayabileceği söylenebilmektedir.

Ataşmanların merkezi, maksiller keser dişin kronunun merkezine denk gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Böylelikle aynı merkezli ataşmanlı modeller oluşturulması amaçlanmıştır.

Bulgular bölümünde belirtilen tabloların çok sayıda veriyi içermesi nedeniyle anlaşılır olması için diş hareketlerinin yer değiştirme değerleri ile ilgili maksimum değerler göz önüne alınmış ve değerlendirmeler buna göre yapılmıştır.

5.3.1. Dişlerin 10° Tork Hareketi Altında Maksimum Von Misses Değeri Stres Dağılımların Değerlendirilmesi

Modellere şeffaf plaklar ile 10^{o} tork hareketi verdiğimizde Von Misses stresin çoğunlukla kron bölgesinde bukkal ve palatinal yüzeylerin özellikle insizal kenara yakın alanlarda birikmiş olduğu ve en yüksek stres birikiminin eğimli dikdörtgen

ataşmanlı modelde olduğu görülmektedir (18.6088 N/mm^2). Bunun nedeninin eğimli dikdörtgen ataşmanın düşük açılı köşelere sahip olması ve daha fazla hacim kaplaması olabileceği düşünülmektedir. Von Misses stres değerlerinin ataşmansız modelde en düşük olduğu, ataşman eklemenin dişte stresi arttırdığı görülmüştür. Ayrıca ataşman kullanılmadan yapılan tork hareketinde stresin çoğunlukla insizale yakın alanlarda birikmesinden dolayı plaklar dişten uzaklaşarak plakların dişe sıkıca oturmasına ve dolaylı olarak tork hareketini yansıtmasına engel olabilmektedir (142).

5.3.2. Modellerin 10° Tork Hareketi Altında Periodontal Ligamentteki Von Misses Stres Dağılımının Değerlendirilmesi

Farklı ataşman tipleri ile oluşturulan senaryolarda tork hareketi altında periodontal ligamentte oluşan Von Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek stresin disto-bukkal gingival marjin daha sonra ise kök ucu hizasındaki periodontal ligamentte olduğu görülmektedir. Stres değerlerinin modeller arasında benzer olduğunu ancak elipsoit ataşmanlı modelin periodontal ligamentinde nispeten daha fazla stres biriktiği görülmüştür (0,0312953 N/mm^2)

5.3.3. Dişlerin 10° Tork Hareketinde Yer Değiştirme Miktarlarının Değerlendirilmesi

Modellerin transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirmeleri incelenmiş ve renk haritaları ile hareketler gösterilmiştir.

Transversal yönde (x yönü) hareketler incelendiğinde daha çok dişlerin palatinal yüzeylerinde ve nispeten distal köşesinde daha belirgin bir bukkale hareket olduğu görülmektedir. Modellerdeki bukkale hareket incelendiğinde hepsinin birbirine yakın değerlerde olduğu, en fazla bukkale hareketin elipsoit ataşmanlı modelde (1,899248 x 10^{-3} mm) olduğu görülmektedir. En düşük transversal hareketin eğimli dikdörtgen ataşmanda olduğu görülmüştür. Bu verilerden yola çıkarak daha köşeli ve dar açılara sahip ataşmanların yüksek stres oluşturmasına karşın köşeli yapıları nedeniyle şeffaf plak içerisinde çok fazla transversal harekete izin vermediği gözlemlenmiştir.

Sagittal yönde (y yönü) hareketler incelendiğinde hareketin kron bölgesinden kök ucuna doğru hareketin azaldığı görülmektedir. Modellerdeki sagittale hareket incelendiğinde en yüksek yer değiştirmenin elipsoit ataşmanlı model (12,634 x 10^{-3}mm**)** olduğu görülmektedir

Vertikal yöndeki (z yönü) hareketler incelendiğinde daha çok dişlerin kronlarının bukkal taraflarında hareket olduğu, köklerde vertikal hareketin daha az olduğu görülmektedir modellerde vertikale hareket incelendiğinde en fazla yer değiştirmenin elipsoit ataşmanlı modelde (7.67324 x 10^{-3} mm) olduğu, en az yer değiştirmenin ataşmansız modelde (6,.60566 x 10^{-3} mm) olduğu görülmektedir

Savignanno ve ark. (62) yaptığı çalışmadaki transversal ve sagittal yönde elipsoit ataşmanının yer değiştirme miktarının daha fazla olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda elipsoit ataşmanlı model ile yatay dikdörtgen ataşmanlı modelin yer değiştirme miktarları karşılaştırıldığında, transversal ve sagittal yönde elipsoit ataşmanlı modelin yer değiştirme miktarının daha fazla olduğu ölçülmüştür.

Elkholy ve ark. (128) yaptığı çalışmada mandibular kanin dişlerin rotasyon hareketinde elipsoit ataşman kullanımının ataşmansız yapılan tedavilere göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da elipsoit ataşmanlı modelin ataşmansız modele göre daha fazla hareket ettiği tespit edilmiştir.

Savignano ve ark. (62) yaptığı çalışmada ataşman kullanmadan yapılan şeffaf plak tedavilerinde dişlere ekstüzyon hareketi yaptırılamayacağını belirtmişlerdir.

6. SONUÇLAR

Altı farklı ataşman ve bir ataşmansız model kullanılarak yapılan şeffaf plaklarla tork hareketinin incelendiği çalışmamızda ataşman eklenmesinin diş hareketliliği açısından avantajlı olduğu görülmüştür.

Ataşman tipleri değerlendirildiğinde eğimli dikdörtgen ataşmanlı modelin tork hareketinde daha fazla stres oluşturduğu ancak 3 yönlü hareketi incelendiğinde en çok hareketin elipsoit ataşmanlı modelde olduğu görülmüştür. Çalışma sonuçlarına göre tüm modellerde, periodontal ligamentte oluşan stresin gingival marjine yakın ve kök ucunda olduğu görülmüştür.

Diş hareketlerinde pdl genişliği de göz önüne alındığında, modellerde oluşan yer değiştirmenin tüm modellerde düşük miktarda olduğu değerlendirilmiştir.

Ataşmanlar üzerindeki köşe yapılarında daha fazla stres barındırdığı için yuvarlatılmış ataşmanların tedavi boyunca şeklini koruyabilmelerinin daha kolay olduğu sonucuna ulaşılmaktadır.

Modellerde stres ve yer değiştirme miktarları incelendiğinde, ataşmansız yapılan şeffaf plak tedavilerinde de tork hareketinin yapılabileceği görülmektedir. Ancak ataşman kullanılarak yapılan şeffaf plak tedavilerinde tork hareketinin daha etkili olabileceği görülmüştür.

Geliştirdiğimiz modeller ile şeffaf plakla yapılan bir ortodontik tedavinin ilk aşamasını iyi bir şekilde simülasyonu yapılabilir ve daha öngörülebilir bir ortodontik tedavi elde etmek için tedavi tasarım sürecinde, şeffaf plakların özelliklerinin optimizasyonu için kullanılabilir. Daha ileri çalışmalarda, PDL ve şeffaf plakların doğrusal olmayan mekanik davranışının ve bunların değişken kalınlıklarının etkisini analiz etmelidir. Ayrıca çoklu ataşman şekli ve konumlandırma kriterlerinin etkisinin araştırılması faydalı olacaktır.

Bu çalışma sonucunda elde edilen verilerin sabit tedavi teknikleri kullanılarak aynı koşullar altında sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılacak bir başka çalışma ile karşılaştırtılması, şeffaf plakla elde edilecek tork hareketi miktarlarının daha net bir şekilde karşılaştırma imkanına sahip olacağı tahmin edilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Johal A, Bondemark L. Clear aligner orthodontic treatment: Angle Society of Europe consensus viewpoint. J Orthod. 2021;146531252110064.
2. Joffe L. Features section: Current products and practice invisalign ®: Early experiences. J Orthod. 2003;30(4):348–52.
3. Ali SAAH, Miethke HR. Invisalign®, an innovative invisible orthodontic appliance to correct malocclusions: Advantages and limitations. Dent Update. Mayıs 2012;39(4):254–60.
4. Miethke R-R, Brauner K. A Comparison of the Periodontal Health of Patients during Treatment with the Invisalign® System and with Fixed Lingual Appliances Vergleich der Parodontalbefunde zwischen Invisalign®-Patienten und Patienten mit fest-sitzenden Lingualapparaturen. J Orofac Orthop. 2007;(3).
5. Lagravère MO, Flores-Mir C. The treatment effects of Invisalign orthodontic aligners: A systematic review. J Am Dent Assoc. Aralık 2005;136(12):1724–9.
6. Lee JW, Lee SJ, Lee CK, Kim BO. Orthodontic treatment for maxillary anterior pathologic tooth migration by periodontitis using clear aligner. J Periodontal Implant Sci. 28 Şubat 2011;41(1):44–50.
7. Phan X, Ling PH. Clinical limitations of invisalign. C. 73, Journal of the Canadian Dental Association. 2007. s. 263–6.
8. Kuo E, Miller RJ. Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop. 01 Mayıs 2003;123(5):578–81.
9. Graber T, Vanarsdall R, Vig K. Orthodontics: Current Principles and Techniques. Içinde: Orthodontics: Current Principles and Techniques. 5th baskı 2013.
10. Kim T-W, Echarrri P. Clear aligner: an efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. World J Orthod. 2007;8(1).

11. Wong BH, Scholz RP, Turpin DL. Invisalign A to Z. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;121(111111):540–1.

12. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. Am J Orthod Oral Surg. 1945;31(6):297–304.

13. Sheridan JJ, McMinn R, LeDoux W. Essix thermosealed appliances: various orthodontic uses. J Clin Orthod. Şubat 1995;29(2):108–13.

14. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: Incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2014;145(6):728–36.

15. Dasy H, Dasy A, Asatrian G, Rózsa N, Lee HF, Kwak JH. Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention. Angle Orthod. 2015;85(6):934–40.

16. Pepperell R. Connecting Art and the Brain: An Artist's Perspective on Visual Indeterminacy. Front Hum Neurosci. Ağustos 2011;5:84.

17. Bhuvaneswaran M. Principles of smile design. J Conserv Dent. 2010;13(4):225.

18. Rinck M, Telli S, Kampmann IL, Woud ML, Kerstholt M, te Velthuis S, vd. Training approach-avoidance of smiling faces affects emotional vulnerability in socially anxious individuals. Front Hum Neurosci. Ağustos 2013;7(JUL):481.

19. Manera V, Grandi E, Colle L. Susceptibility to emotional contagion for negative emotions improves detection of smile authenticity. Front Hum Neurosci. 2013;7(MAR):6.

20. Esper LA, Sbrana MC, Cunha MJ da S, Moreira GS, de Almeida ALPF. Esthetic Composition of Smile in Individuals with Cleft Lip, Alveolus, and Palate: Visibility of the Periodontium and the Esthetics of Smile. Plast Surg Int. 2012;2012:1–7.

21. Cunningham SJ, Hunt NP. Quality of life and its importance in orthodontics. J

Orthod. 2001;28(2):152–8.

22. Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. C. 62, The Angle Orthodontist. Allen Press; 1992.

23. Jeremiah HG, Bister D, Newton JT. Social perceptions of adults wearing orthodontic appliances: A cross-sectional study. Eur J Orthod. 2011;33(5):476–82.

24. Thai JK, Araujo E, McCray J, Schneider PP, Kim KB. Esthetic perception of clear aligner therapy attachments using eye-tracking technology. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2020;158(3):400–9.

25. Nimitpornusko C, Viwattanatipa N. Introduction to lingual orthodontics. KDJ. 2000;3(2):2.

26. Kurz C, Romano R. Lingual Orthodontics: historical perspective. 1998. 3–20 s.

27. Fritz U, Diedrich P, Wiechmann D. Lingual technique - Patients' characteristics, motivation and acceptance. Interpretation of a retrospective survey. J Orofac Orthop. 2002;63(3):227–33.

28. Behnaz M, Farahnaki A, Rahimipour K, Mousavi R, Davoodi NS. Lingual Orthodontic Treatment: Efficacy and Complications. J Adv Oral Res. 2019;10(2):65–74.

29. Nahoum HI. The vacuum formed dental contour appliance. NY State Dent J. 1964;9:385–90.

30. Lindauer SJ. Comparison of Essix and Hawley retainers. J Clin Orthod. 1998;32:95–7.

31. McNamara J, Kramer K, Juenker J. Invisible retainers. J Clin Orthod. 1985;19(8):570–8.

32. Ponitz RJ. Invisible retainers. Am J Orthod. 1971;59(3):266–72.

33. Proffit WR, Jr. HWF, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. Içinde: Contemporary Orthodontics. Mlssouri: Mosby Inc.; 2006. s. 395–430.

34. Sheridan JJ. Essix retainers: fabrication and supervision for permanent

retention. J Clin Orthod. 1993;27:37–45.

35. Hennessy J, Al-Awadhi EA. Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. J Orthod. 2016;43(1):68–76.

36. Özsaygılı M. Tek Aşamalı ve Üç Aşamalı Uygulanan Farklı Ortodontik Şeffaf Plak Tekniklerinin Hasta Konforu, Memnuniyeti, Tedavi Etkileri ve Süresi Açısından Değerlendirilmesi. Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2019.

37. Djeu G, Shelton C, Maganzini A. Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2005;128(3):292–8.

38. Kravitz ND, Kusnoto B, Agran B, Viana G. Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with invisalign. Angle Orthod. 2008;78(4):682–7.

39. Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. Am J Orthod Dentofac Orthop. Ocak 2009;135(1):27–35.

40. Drake CT, McGorray SP, Dolce C, Nair M, Wheeler TT. Orthodontic Tooth Movement with Clear Aligners. ISRN Dent. 2012;2012:1–7.

41. Krieger E, Seiferth J, Marinello I, Jung BA, Wriedt S, Jacobs C, vd. Invisalign®-Behandlungen im Frontzahnbereich: Wurden die vorhergesagten Zahnbewegungen erreicht? J Orofac Orthop. 2012;73(5):365–76.

42. Sheridan JJ, Hilliard K, Armbruster P. Essix appliance technology:: applications, fabrication, and rationale. na; 2003.

43. Sheridan JJ. Essix appliances: minor tooth movement with divots and windows. J Clin Orthod. 1994;28:659–63.

44. Phan X, Ling PH. Clinical Limitations of Invisalign. J Can Dent Assoc. 2007;73(3):263–6.

45. Boyd R, Miller R, Vlaskalic V. The Invisalign system in adult orthodontics: mild crowding and space closure cases. J Clin Orthod. 2000;34(4):203–12.

46. Kim T, ORTAN Ö yıldız. Clear Aligner Apareyleri: Üretim ve Uygulama Clear Aligner Appliances: Fabrication and Clinical Application. Turkish J Orthod. 2009;256–66.

47. Perelmuter MJ. The aligner treatment chart. J Clin Orthod. Nisan 2007;41(4):217–20.

48. Craig RG. Review of dental impression materials. Adv Dent Res. 1988;2(1):51–64.

49. Bourzgui F. Issues in Contemporary Orthodontics. Issues in Contemporary Orthodontics. InTech; 2015. 150 s.

50. Wong BH, Scholz RP, Turpin DL. Invisalign A to Z. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;121(5):540–1.

51. Vlaskalic V, Boyd R. Orthodontic treatment of a mildly crowded malocclusion using the Invisalign System. Aust Orthod j. 2001;17(1):41–6.

52. Tai S. Clear Aligner Technique. Huffman L, editör. Library of Congress Cataloging in Publication Data. Batavia: Quintessence Publishing Co, Inc; 2018.

53. Rakosi T, Graber TM. Orthodontic and Dentofacial Orthopedic Treatment. Stuttgart · New York: Thieme Publishing Group; 2010. 323 s.

54. Cowley DP, Mah J, O'Toole B. The effect of gingival-margin design on the retention of thermoformed aligners. J Clin Orthod. 2012;46(11):697–702.

55. Sheridan JJ. The Readers' Corner. 2. What percentage of your patients are being treated with Invisalign appliances? J Clin Orthod. 2004;38(10):544–5.

56. Brezniak N. The clear plastic appliance: a biomechanical point of view. Angle Orthod. 2008;78(2):381, 382.

57. Boyd RL. Complex orthodontic treatment using a new protocol for the Invisalign appliance. J Clin Orthod JCO. 2007;41(9):525–47.

58. Castroflorio T, Garino F, Debernardi CL. Upper-incisor root control with

Invisalign appliances Intraoral scanner View project Getting deeper into bruxism knowledge View project. Article in Journal of clinical orthodontics. JCO ·; 2013.

59. Ke Y, Zhu Y, Zhu M. A comparison of treatment effectiveness between clear aligner and fixed appliance therapies. BMC Oral Health. 2019;19(1):1–10.

60. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Treatment outcome and efficacy of an aligner technique - regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. BMC Oral Health. Haziran 2014;14(1):68.

61. Frongia G, Castroflorio T. Correction of severe tooth rotations using clear aligners: A case report. Aust Orthod J. 2012;28(2):245.

62. Savignano R, Valentino R, Razionale A V, Michelotti A, Barone S, D'antò V, vd. Biomechanical Effects of Different Auxiliary-Aligner Designs for the Extrusion of an Upper Central Incisor: A Finite Element Analysis. 2019;2019:9.

63. Torres FC, Jóias RP, Cepera F, Paranhos LR, Sanders D. A clinical case treated with clear aligners. Int J Orthod Milwaukee. 2011;22(3):11–5.

64. Balachandran S, Ganapathy D, Ramanathan V. Clear aligners – A review. Drug Invent Today. 2019;12(10):2280–4.

65. Pavoni C, Lione R, Laganà G, Cozza P. Self-ligating versus Invisalign: analysis of dento-alveolar effects. Ann Stomatol (Roma). 2011;2(1–2):23–7.

66. Kuncio D, Maganzini A, Shelton C, Freeman K. Invisalign and Traditional Orthodontic Treatment Postretention Outcomes Compared Using the American Board of Orthodontics Objective Grading System. Angle Orthod. 2007;77(5):864–9.

67. Otero RL, Parodi RJ, Ubios AM, Carranza FA, Cabrini RL. Histologic and histometric study of bone resorption after tooth movement in rats. J Periodontal Res. 1973;8(5):327–33.

68. Ngan P, Kess B, Wilson S. Perception of discomfort by patients undergoing orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1989;96(1):47–53.

69. Jones ML. An investigation into the initial discomfort caused by placement of an archwire. Eur J Orthod. 1984;6(1):48–54.

70. Jones M, Chan C. The pain and discomfort experienced during orthodntic treatment: A randomized controlled clinical trial of two intial aligning arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1992;102(4):373–81.

71. Panda S, Verma V, Sachan A, Singh K. Perception of pain due to various orthodontic procedures. 2015;46(7).

72. Marković E, Fercec J, Šćepan I, Glišić B, Nedeljković N, Juloski J, vd. The correlation between pain perception among patients with six different orthodontic archwires and the degree of dental crowding. Srp Arh Celok Lek. 2015;143(3–4):134–40.

73. Gupta M, Kandula S, Laxmikanth S, Vyavahare S, Reddy S, Ramachandra C. Controlling pain during orthodontic fixed appliance therapy with non-steroidal anti-inflammatory drugs (NSAID): a randomized, double-blinded, placebo-controlled study Randomisierte placebokontrollierte Doppelblindstudie zur Linderung kieferorthopädisch b. J Orofac Orthop. 2014;75(6):471–6.

74. Nedwed V, Miethke R-R. Motivation, Acceptance and Problems of Invisalign® Patients. J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie 2005 662. 2005;66(2):162–73.

75. Fujiyama K, Honjo T, Suzuki M, Matsuoka S, Deguchi T. Analysis of pain level in cases treated with Invisalign aligner: comparison with fixed edgewise appliance therapy. Prog Orthod 2014 151. 2014;15(1):1–7.

76. Grünheid T, Gaalaas S, Hamdan H, Larson BE. Effect of clear aligner therapy on the buccolingual inclination of mandibular canines and the intercanine distance. Angle Orthod. 2016;86(1):10–6.

77. Meier B, Wiemer KB, Miethke R-R. Invisalign®-Patient Profiling Invisalign®-Ein Patientenprofil Auswertung einer prospektiven Befragung. J Orofac Orthop. 2003;64(5):352–60.

78. Chenin DA, Trosien AH, Fong PF, Miller RA, Lee RS. Orthodontic treatment with a series of removable appliances. J Am Dent Assoc. 2003;134(9):1232–9.

79. Boyd RL. Esthetic Orthodontic Treatment Using the Invisalign Appliance for Moderate to Complex Malocclusions. J Dent Educ. 2008;72(8):948–67.

80. Buschang PH, Shaw SG, Ross M, Crosby D, Campbell PM. Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. Angle Orthod. 2014;84(3):391–6.

81. Yamalik N. Dentist-patient relationship and quality care 1. Introduction. Int Dent J. 2005;55(2):110–2.

82. Johansson P, Oléni M, Fridlund B. Patient satisfaction with nursing care in the context of health care: a literature study. Scand J Caring Sci. 2002;16(4):337–44.

83. Cibirka RM, Razzoog M, Lang BR. Critical evaluation of patient responses to dental implant therapy. J Prosthet Dent. 1997;78(6):574–81.

84. McCormack HM, Horne DJ d. L, Sheather S. Clinical applications of visual analogue scales: A critical review. Psychol Med. 1988;18(4):1007–19.

85. Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. J Dent Res. 2000;79(9):1659–63.

86. Spiegelhalter DJ, Gore SM, Fitzpatrick R, Fletcher AE, Jones DR, Cox DR. Quality of life measures in health care. III: Resource allocation. C. 305, British Medical Journal. BMJ Publishing Group; 1992. s. 1205–9.

87. Schaefer I, Braumann B. Halitosis, Mundgesundheit und Lebensqualität während der Invisalign®-Therapie und der Einfluss einer Chlorhexidin-Mundspüllösung. J Orofac Orthop. 2010;71(6):430–41.

88. Azaripour A, Weusmann J, Mahmoodi B, Peppas D, Gerhold-Ay A, Van Noorden CJF, vd. Braces versus Invisalign®: Gingival parameters and patients' satisfaction during treatment: A cross-sectional study. BMC Oral Health. 2015;15(1):1–5.

89. Sheridan JJ. Air-rotor stripping. J Clin Orthod JCO. 1985;19(1):43.

90. JF de H. Interproximal stripping for the treatment of adult crowding. J Clin

Orthod. 2000;34(7):424–33.

91. Hellak A, Schmidt N, Schauseil M, Stein S, Drechsler T, Korbmacher-Steiner HM. Influence on interradicular bone volume of Invisalign treatment for adult crowding with interproximal enamel reduction: A retrospective three-dimensional cone-beam computed tomography study. BMC Oral Health. 2018;18(1):1–8.

92. Rossouw PE, Tortorella A. Enamel reduction procedures in orthodontic treatment. C. 69, Journal (Canadian Dental Association). 2003. s. 378–83.

93. Stroud JL, English J, Buschang PH. Enamel thickness of the posterior dentition: Its implications for nonextraction treatment. Angle Orthod. 1998;68(2):141–6.

94. Allais D, Melsen B. Does labial movement of lower incisors influence the level of the gingival margin? A case-control study of adult orthodontic patients. Eur J Orthod. 2003;25(4):343–52.

95. Germeç D, Taner TU. Effects of extraction and nonextraction therapy with air-rotor stripping on facial esthetics in postadolescent borderline patients. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;133(4):539–49.

96. De Felice ME, Nucci L, Fiori A, Flores-Mir C, Perillo L, Grassia V. Accuracy of interproximal enamel reduction during clear aligner treatment. Prog Orthod. 2020;21(1):1–7.

97. Zachrisson BU. Clinical experience with direct-bonded orthodontic retainers. Am J Orthod. 1977;71(4):440–8.

98. Knierim RW. Invisible lower cuspid to cuspid retainer. Angle Orthod. 1973;43(2):218–20.

99. Renkema AM, Hélène Sips ET, Bronkhorst E, Kuijpers-Jagtman AM. A survey on orthodontic retention procedures in the Netherlands. Eur J Orthod. 2009;31(4):432–7.

100. Renkema AM, Renkema A, Bronkhorst E, Katsaros C. Long-term effectiveness of canine-to-canine bonded flexible spiral wire lingual retainers.

Am J Orthod Dentofac Orthop. 2011;139(5):614–21.

101. Keim RG, Vogels DS, Vogels PB. 2020 JCO Study of Orthodontic Diagnosis and Treatment Procedures Part 1: Results and Trends. J Clin Orthod. 2020;54(10):581–610.

102. Pratt MC, Kluemper GT, Hartsfield JK, Fardo D, Nash DA. Evaluation of retention protocols among members of the American Association of Orthodontists in the United States. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2011;140(4):520–6.

103. Giancotti A, Mozzicato P, Mampieri G. Thermoformed Retainer: An Effective Option for Long-Term Stability. Case Rep Dent. 2020;2020:7.

104. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: A three-dimensional finite element analysis. Eur J Orthod. 2002;24(1):21–33.

105. Oppenheim A. Tissue changes, particularly of the bone, incident to tooth movement. Eur J Orthod. 2007;29(Supplement 1):i2–15.

106. Hay GE. The equilibrium of a thin compressible membrane with application to the periodontal membrane. Can J Res. 1939;17(7):123–40.

107. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod. 1974;65(3):250–9.

108. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod. 1980;77(4):396–409.

109. Moon W, Wu KW, MacGinnis M, Sung J, Chu H, Youssef G, vd. The efficacy of maxillary protraction protocols with the micro-implant-assisted rapid palatal expander (MARPE) and the novel N2 mini-implant—a finite element study. Prog Orthod. 01 Aralık 2015;16(1).

110. Eugene Roberts W, Viecilli RF, Chang C, Katona TR, Paydar NH. Biology of biomechanics: Finite element analysis of a statically determinate system to rotate the occlusal plane for correction of a skeletal Class III open-bite malocclusion. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2015;148(6):943–55.

111. Bunting CF. Introduction to the finite element method. Içinde: IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility. McGraw-Hill Education; 2008.

112. Hughes TJ. The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis: Thomas J. R. Hughes. Dover inc. Mineola, New York; 2000.

113. Morse PM, Feshbach H, Hill EL. Methods of Theoretical Physics. Am J Phys. 1954;22(6):410–3.

114. Uysal C. Üst Çene Posterior Dişerin Zigoma Ankrajı ile Blok İntrüzyonunda Faklı Kortikotomi Uygulamalarının Sonlu Elemanlar Metodu ile İncelenmesi. Gazi Ünv. Diş Hek. Fak.; 2016.

115. Muhammed D, Şibal Ç, Ankara OH. Maksiller Protraksiyon Amacıyla Kullanılan İki Farklı Sistemin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. Hacettepe Ünv. Diş. Hek. Fak.; 2017.

116. Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M. Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. J Biomed Eng. 1988;10(3):246–52.

117. Tanne K, Hiraga J, Sakuda M. Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. Eur J Orthod. 1989;11(4):382–91.

118. Tanne K, Tanaka E, Sakuda M. Stress distribution in the temporomandibular joint produced by orthopedic chincup forces applied in varying directions: a three-dimensional analytic approach with the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;110(5):502–7.

119. McGuinness B, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson N. stresses induced by edgewise appliences in the periodontal ligament - a finite element study. Angle Orthod. 1992;62(1):15–21.

120. Gomez JP, Peña FM, Martínez V, Giraldo DC, Cardona CI. Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite

attachments: A three-dimensional finite element analysis. Angle Orthod. 2015;85(3):454–60.

121. Kim WH, Hong K, Lim D, Lee JH, Jung YJ, Kim B. Optimal position of attachment for removable thermoplastic aligner on the lower canine using finite element analysis. Materials (Basel). 2020;13(15):1–22.

122. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: A 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135(3):316–22.

123. Rossini G, Schiaffino M, Parrini S, Sedran A, Deregibus A, Castroflorio T. Upper second molar distalization with clear aligners: A finite element study. Appl Sci. 2020;10(21):1–9.

124. Cortona A, Rossini G, Parrini S, Deregibus A, Castroflorio T. Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: A finite element study. Angle Orthod. 2019;

125. Jiang T, Wu RY, Wang JK, Wang HH, Tang GH. Clear aligners for maxillary anterior en masse retraction: a 3D finite element study. Sci Rep. 2020;10(1):1–9.

126. Seo JH, Eghan-Acquah E, Kim MS, Lee JH, Jeong YH, Jung TG, vd. 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 (Basel). 2021;14(2):1–17.

127. Goto M, Yanagisawa W, Kimura H, Inou N, Maki K. A method for evaluation of the effects of attachments in aligner-type orthodontic appliance: Three-dimensional finite element analysis. Orthod Waves. 2017;76(4):207–14.

128. Elkholy F, Mikhaiel B, Repky S, Schmidt F, Lapatki BG. Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PET- G aligners during derotation of mandibular canines: An in vitro study. J Orofac Orthop. 2019;80(6):315–26.

129. Bilhan H, Arat S, Geçkili O. How precise is dental volumetric tomography in the prediction of bone density? Int J Dent. 2012;29(1):19–24.

130. Yang C, Wang C, Deng F, Fan Y. Biomechanical effects of corticotomy approaches on dentoalveolar structures during canine retraction: A 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2015;148(3):457–65.

131. Chi J, Liu Y, Yang L, Sun S, Liu W. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Maxillary Molar Distalization Using Different Attachments with Clear Aligners. Içinde: 3rd World Congress on Chemistry, Biotechnology and Medicine. Francis Academic Press; 2021. s. 16–20.

132. Bowman SJ. Improving the predictability of clear aligners. Semin Orthod. 2017;23(1):65–75.

133. Chisari JR, McGorray SP, Nair M, Wheeler TT. Variables affecting orthodontic tooth movement with clear aligners. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2014;145:82–91.

134. Lombardo L, Arreghini A, Ramina F, Huanca Ghislanzoni LT, Siciliani G. Predictability of orthodontic movement with orthodontic aligners: a retrospective study. Prog Orthod. 01 Aralık 2017;18(1):1–12.

135. Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Arreghini A, Mollica F, Siciliani G. Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: A 24-hour in vitro study. Angle Orthod. 01 Ocak 2017;87(1):11–8.

136. Ercoli F, Tepedino M, Parziale V, Luzi C. A comparative study of two different clear aligner systems. Prog Orthod. 2014;15(1):2–6.

137. Kwon J-S, Lee Y-K, Lim B-S, Lim Y-K. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;133:228–34.

138. Elkholy F, Schmidt F, Jäger R, Lapatki BG. Forces and moments applied during derotation of a maxillary central incisor with thinner aligners: An in-vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2017;151(2):407–15.

139. Elkholy F, Schmidt F, Jäger R, Lapatki BG. Forces and moments delivered by novel, thinner PET-G aligners during labiopalatal bodily movement of a maxillary central incisor: An in vitro study. Angle Orthod. 2016;86(6):883–

90.

140. Breuning k. H, Kau CH. Digital Planning and Custom Ortodontic Treatment. john Wiley& Sons, editör. 2017. 69–79 s.

141. Comba B, Parrini S, Rossini G, Castroflorio T, Deregibus A. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of Upper-Canine Distalization with Clear Aligners, Composite Attachments, and Class II Elastics. JCO. 2017;

142. Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Gruber R, vd. Torquing an upper central incisor with aligners - Acting forces and biomechanical principles. Eur J Orthod. 2010;32(6):607–13.

143. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: A systematic review. C. 85, Angle Orthodontist. Allen Press Inc.; 2015. s. 881–9.

144. Zhang XJ, He L, Guo HM, Tian J, Bai YX, Li S. Integrated three-dimensional digital assessment of accuracy of anterior tooth movement using clear aligners. Korean J Orthod. 2015;45(6):275–81.

145. Tepedino M, Paoloni V, Cozza P, Chimenti C. Movement of anterior teeth using clear aligners: a three-dimensional, retrospective evaluation. Prog Orthod. 2018;19(1):2–8.

146. Barone S, Paoli A, Razionale A V., Savignano R. Computer aided modelling to simulate the biomechanical behaviour of customised orthodontic removable appliances. Int J Interact Des Manuf. 15 Ekim 2014;10(4):387–400.

147. Savignano R, Barone S, Paoli A, Razionale AV. Computer aided engineering of auxiliary elements for enhanced orthodontic appliances. Lect Notes Mech Eng. 2017;405–14.

148. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1991;99(5):427–40.

149. Lee KG, Ryu YK, Park YC, Rudolph DJ. A study of holographic interferometry on the initial reaction of maxillofacial complex during

protraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 01 Haziran 1997;111(6):623–32.

150. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J Dent Res. 1955;34(6):831–8.

151. Knop L, Gandini LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in orthodontics. Dental Press J Orthod. 2015;20(2):119–25.

152. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofac Orthop. Aralık 1987;92(6):499–505.

153. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop. 01 Nisan 2009;135(4):507–15.

154. Durkee M. Periodontal ligament stress patterns in a nonlinear finite element model. Içinde: Journal of Dental Research. 1997. s. 1473.

155. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 01 Şubat 1996;109(2):155–62.

156. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Med Eng Phys. 01 Haziran 2000;22(5):359–70.

157. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 01 Nisan 2003;123(4):367–73.

158. Sung EH, Kim SJ, Chun YS, Park YC, Yu HS, Lee KJ. Distalization pattern of whole maxillary dentition according to force application points. Korean J Orthod. 26 Ocak 2015;45(1):20–8.

159. Kang JM, Park JH, Bayome M, Oh M, Park CO, Kook YA, vd. A three-dimensional finite element analysis of molar distalization with a palatal plate,

pendulum, and headgear according to molar eruption stage. Korean J Orthod. 19 Eylül 2016;46(5):290–300.