



T.C.

**SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ÜÇ BOYUTLU YAZICI İLE DİREKT ÜRETİLEN ŞEFFAF
PLAKLARIN OKLUZAL KUVVETLER ALTINDAKİ BOYUTSAL
DEĞİŞİMLERİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

DT. SİMGE AYAZOĞLU

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. GÖKHAN SERHAT DURAN

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI**

DOKTORA TEZİ

MART/2023



T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÜÇ BOYUTLU YAZICI İLE DİREKT ÜRETİLEN ŞEFFAF
PLAKLARIN OKLUZAL KUVVETLER ALTINDAKİ BOYUTSAL
DEĞİŞİMLERİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

DT. SİMGE AYAZOĞLU

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. GÖKHAN SERHAT DURAN

**Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Gülhane Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Lisansüstü Eğitim Öğretim Yönetmeliğinin
Ortodonti Doktora Programı
İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır**

MART/2023

BEYAN

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

- 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 çalışmada 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.

Simge AYAZOĞLU

ÖZET

Üç Boyutlu Yazıcı İle Direkt Üretilen Şeffaf Plakların Okluzal Kuvvetler Altındaki Boyutsal Değişimlerinin Sonlu Eleman Analizi İle İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, direkt basım teknolojisi ile üretilen şeffaf plak materyallerinin okluzal kuvvetler altındaki boyutsal değişimlerinin ve mekanik davranışlarının sonlu elemanlar analizi kullanarak karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Üst çene diş modeline uyumlu üç boyutlu şeffaf plak modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan şeffaf plak modeli uygun malzeme özellikleri tanımlanarak sonlu elemanlar analizine hazır hale getirilmiştir. Kesici, kanin diş ve molar diş hizasından çiğneme grafiğine uygun okluzal kuvvetler iki farklı üretim tekniği ile üretilen şeffaf plak modellerine uygulanarak toplam 6 farklı senaryo gerçekleştirilmiştir. Yapılan analiz sonucuna göre analiz edilen şeffaf plak modelinin boyutsal değişim miktarları ile şeffaf plak üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri incelenmiştir.

Bulgular: Dental LT şeffaf reçine ile doğrudan üretilen şeffaf plak modelinde 16 nolu diş bölgesine kuvvet uygulandığında en yüksek deformasyon miktarı 0,519 mm olarak ölçülmüştür. Dental LT reçinesi ile doğrudan üretilen şeffaf plak modelinde maksimum deformasyonlar Duran şeffaf plak materyalinden tüm senaryolarda daha yüksek bulunmuştur. 13 nolu diş bölgesine uygulanan kuvvet senaryolarında iki şeffaf plak modelinde de 27 nolu diş bölgesinde bukkal ve gingival yönde deformasyon vardır.

Sonuç: Direkt baskı ile üretilen şeffaf plak materyali, ısıyla şekillendirilen şeffaf plak materyali ile okluzal kuvvetler altında benzer biyomekanik özellikler ve boyutsal değişimler göstermiştir. Modellerde stres ve yer değiştirme miktarları incelendiğinde, direkt baskı üretilen şeffaf plakların ısı ile şekillendirilen şeffaf plak materyalleri biyomekanik davranışları benzerdir.

Anahtar Kelimeler: Şeffaf plak apareyi, Direkt baskı, Sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Investigation of Dimensional Changes Under Occlusal Forces of Direct 3D Printed Clear Aligners With Finite Element Analysis

Objective: The aim of this study is to examine the dimensional changes and physical behaviors of clear aligner materials produced with different production techniques under occlusal forces using finite element analysis.

Materials-Methods: 3D clear aligner model compatible with the upper jaw typodont tooth model was created. The created clear aligner model was made ready for finite element analysis by defining suitable material properties. A total of 6 different scenarios were realized by applying the occlusal forces appropriate to the chewing force chart from the incisor teeth, canine tooth and molar tooth region to the clear aligner models produced with two different production techniques. According to the results of the analysis, the dimensional changes of the analyzed clear plate model and the Von Mises stress values formed on the clear aligner models were examined.

Results: The highest amount of deformation was observed as 0.519 mm when force was applied to the tooth region 16 in the clear aligner model produced directly with Dental LT transparent resin. The maximum deformations of the clear aligner model produced directly with Dental LT resin were found to be higher in all scenarios than the Duran clear aligner material. In the force scenarios applied to the tooth number 13 region, the most deformation findings in the buccal and gingival directions were observed in the tooth number 27 region in both clear aligner models.

Conclusion: Clear aligner material produced by direct 3D printing showed similar biomechanical properties and dimensional changes under occlusal forces with thermoformed clear aligner material. When the amount of stress and displacement in the models are examined, the biomechanical behaviour of the Duran clear aligner material with clear aligner directly printed with Dental LT clear resin is similar.

Keywords: Clear aligner appliance, 3D direct print, finite element analysis

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince, bilgisini ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen Anabilim Dalı Başkanım Sayın Prof. Dr. Serkan Görgülü'ye, her zaman engin bilgi ve tecrübelerinden ilham aldığım abim, öğrencisi olmaktan gurur ve mutluluk duyduğum tez danışmanım değerli hocam Sayın Doç. Dr. Gökhan Serhat Duran'a, kıymetli hocalarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Kübra Gülnur Topsakal ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Berat Serdar Akdeniz'e, ve doktora sürecimin en güzel zamanlarını birlikte geçirdiğim çok sevgili asistan arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarına,

Hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, güç veren ve bugünlere gelmemi sağlayan, bana bu satırları yazma mutluluğunu yaşatan başta annem Sibel Kara ve babam Emir Alp Kara'ya,

Tez çalışmamın analizini gerçekleştiren ve tüm sürecinde yanımda olan, hayattaki en büyük şansım, değerli eşim Oğulcan Ayazoğlu'na sonsuz teşekkürler...

Simge AYAZOĞLU

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
TABLoların LİSTESİ	viii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	13
2. GENEL BİLGİLER	16
2.1. ORTODONTİDE ÜÇ BOYUTLU YAZICILAR VE ÜÇ BOYUTLU ÜRETİM 16	
2.1.1. Dijital Diş Hekimliğinin Gelişimi	16
2.1.2. Üç Boyutlu Yazıcıların Ortodontide Kullanımı	17
2.2. ŞEFFAF PLAKLARIN TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ.....	17
2.3. ŞEFFAF PLAKLARLA ORTODONTİK TEDAVİNİN ÇALIŞMA PRENSİBİ 18	
2.4. ŞEFFAF PLAKLARLA ORTODONTİK TEDAVİNİN AVANTAJ VE	
DEZAVANTAJLARI.....	18
2.4.1. Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Avantajları.....	18
2.4.2. Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Dezavantajları	19
2.5. ŞEFFAF PLAKLARLA ORTODONTİK TEDAVİNİN ENDİKASYON VE	
LİMİTASYONLARI	19
2.5.1. Şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin endikasyonları:	19
2.5.2. Şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin kontraendikasyonları :	20
2.6. ŞEFFAF PLAKLARIN ÜRETİLDİĞİ MALZEMELER	20
2.7. ŞEFFAF PLAK ÜRETİM TEKNİKLERİ	21
2.7.1. Termoforming Yöntemiyle Şekillendirilen Şeffaf Plaklar	21
2.7.2. Direkt Yazıcı İle Üretilen Şeffaf Plaklar	22

2.8. FİZİKSEL GERİNİM VE STRES TESPİT YÖNTEMLERİ	23
2.8.1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi.....	23
2.8.1.1. Lazer Işınlı Kuvvet Analiz Yöntemi (Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi)	24
2.8.1.2. Fotoelastik Gerilme Yöntemi.....	24
2.8.1.3. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi.....	24
2.8.1.4. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi	24
2.8.2. Sonlu Elemanlar Analizi İle İlgili Temel Kavramlar	25
2.8.2.1. Kuvvet.....	25
2.8.2.2. Homojen Cisim	25
2.8.2.3. Rijit Eleman	25
2.8.2.4. Gerilme-Stres	26
2.8.2.5. Gerinim	26
2.8.2.6. Gerilme-Gerinim Eğrisi	26
2.8.2.7. Elastik Modülü-Young Modülü.....	27
2.8.2.8. Poisson Oranı	27
2.8.2.9. Eleman ve Düğüm Yapıları	28
2.8.2.10. Ağ yapısı (Mesh)	28
2.8.2.11. Von Mises Stres Gerilmesi	29
2.8.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensipleri	29
2.8.3.1. Problem ve Kurgunun Oluşturulması	30
2.8.3.2. Geometrik Çalışma Modelinin Oluşturulması.....	30
2.8.3.3. Ağ Yapısının Oluşturulması	30
2.8.3.4. Malzeme Özelliklerinin Sisteme Entegrasyonu.....	31
2.8.3.5. Sınır Koşullarının Oluşturulması	31
2.8.3.6. Kuvvetin Uygulanması	31
2.8.3.7. Sonuçların Yorumlanması ve İstatistiksel Değerlendirilmesi .	31
2.8.4. Sonlu elemanlar analizinin avantaj ve dezavantajları.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. DENTAL MODEL VE ŞEFFAF PLAK MODELİNİN OLUŞTURULMASI	33

3.2. SONLU ELEMEN ANALİZİNDE KULLANILAN CİHAZ VE YAZILIMLAR	34
3.3. ÇALIŞMA MODELİNİN OLUŞTURULMASI.....	34
3.4. SONLU ELEMENLAR MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI	35
3.4.1. Ağ Yapısının Oluşturulması	35
3.4.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması	37
3.4.3. Sınır Koşullarının Tanımlanması ve Uygulanması	38
3.4.4. Okluzal Kuvvetlerin Tanımlanması.....	39
4. BULGULAR	42
4.1. BİRİNCİL MODEL ÜZERİNDE GERÇEKLEŞTİRİLEN ANALİZE AİT BULGULAR	42
4.1.1. Birinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler	42
4.1.2. İkinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler.....	48
4.1.3. Üçüncü Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler.....	54
4.2. İKİNCİL MODEL ÜZERİNDE GERÇEKLEŞTİRİLEN ANALİZE AİT BULGULAR	60
4.2.1. Dördüncü Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler	60
4.2.2. Beşinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler	66
4.2.3. Altıncı Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler	72
5. TARTIŞMA	79
5.1. AMACIN TARTIŞILMASI	79
5.2. METODUN TARTIŞILMASI	83
5.3. BULGULARIN TARTIŞILMASI	88
6. SONUÇLAR	93
KAYNAKÇA	94



TABLoların LİSTESİ

Tablo 2.1. Şeffaf Plak Marka ve İçerikleri	20
Tablo 3.1. Senaryolarda Kullanılan Düğüm Ve Eleman Sayıları.....	37
Tablo 3.2. Kullanılan Şeffaf Plak Materyallerinin Fiziksel Özellikleri	38
Tablo 4.1. Birinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları	47
Tablo 4.2. İkinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları	53
Tablo 4.3. Üçüncü Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları	59
Tablo 4.4. Dördüncü Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları	65
Tablo 4.5. Beşinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları	71
Tablo 4.6. Altıncı Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları	77

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 2.1. Gerilme-Gerinim Eğrisi	27
Şekil 2.2. Sonlu Eleman Analizi Eleman ve Düğüm Yapıları.	28
Şekil 2.3. Ağ Yapısı Oluşturulmuş Model.....	29
Şekil 3.1. a) Typodont Dental Model Şekil b) 3Shape (Trios®, Danimarka) ağız içi tarayıcı	33
Şekil 3.2. MAESTRO® 3D ORTHO STUDIO(AGE Solutions®, Pontedera, İtalya) Yazılımında Oluşturulan Üç Boyutlu Şeffaf Plak Modeli	34
Şekil 3.3. Şeffaf plak modelinin ağ yapısının oluşturulması	35
Şekil 3.4. Daha çok doğruluk ve daha çok simülasyon süresi	36
Şekil 3.5. Şeffaf Plak Modeli Mesnet Alanları	39
Şekil 3.6. Senaryo 1 Ve Senaryo 4 İçin Kuvvet Uygulama Alanları.....	40
Şekil 3.7. Senaryo 2 Ve Senaryo 5 İçin Kuvvet Uygulama Alanları.....	40
Şekil 3.8. Senaryo 3 ve Senaryo 6 İçin Kuvvet Uygulama Alanları.....	40
Şekil 3.9. Çiğneme Kuvveti-Süre Grafiği.....	41
Şekil 4.1. Birinci Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi	42
Şekil 4.2. Birinci Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları.....	43
Şekil 4.3. Birinci Senaryoya Ait Deformasyon Şeması	45
Şekil 4.4. Birinci Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması.....	46
Şekil 4.5. Birinci Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hizasındaki Von Mises Gerilim Şeması	46
Şekil 4.6. Birinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği..	48
Şekil 4.7. İkinci Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi	48
Şekil 4.8. İkinci Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları.....	49
Şekil 4.9. İkinci Senaryoya Deformasyon Şeması	50
Şekil 4.10. İkinci Senaryoya Ait Von Mises Gerilim Şeması.....	51

Şekil 4.11. İkinci Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hizasındaki Von Mises Gerilim Şeması	52
Şekil 4.12. İkinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği..	54
Şekil 4.13. Üçüncü Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi	54
Şekil 4.14. Üçüncü Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları	55
Şekil 4.15. Üçüncü Senaryoya Ait Deformasyon Şeması.....	56
Şekil 4.16. Üçüncü Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması	57
Şekil 4.17. Üçüncü Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hizasındaki Von Mises Gerilim Şeması	58
Şekil 4.18. Üçüncü Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği	60
Şekil 4.19. Dördüncü Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi.....	60
Şekil 4.20. Dördüncü Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları	61
Şekil 4.21. Dördüncü Senaryoya Ait Deformasyon Şeması	62
Şekil 4.22. Dördüncü Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması	63
Şekil 4.23. Dördüncü Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hizasındaki Von Mises Gerilim Şeması	64
Şekil 4.24. Dördüncü Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği	66
Şekil 4.25. Beşinci Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi.....	66
Şekil 4.26. Beşinci Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları	67
Şekil 4.27. Beşinci Senaryoya Ait Deformasyon Şeması	68
Şekil 4.28. Beşinci Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması.....	69
Şekil 4.29. Beşinci Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hizasındaki Von Mises Gerilim Şeması	70
Şekil 4.30. Beşinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği	72
Şekil 4.31. Altıncı Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi	72
Şekil 4.32. Altıncı Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları.....	73

Şekil 4.33. Altıncı Senaryoya Ait Deformasyon Şeması	74
Şekil 4.34. Altıncı Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması.....	75
Şekil 4.35. Altıncı Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hızasındaki Von Mises Gerilim Şeması	76
Şekil 4.36. Altıncı Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği	78



SİMGELER VE KISALTMALAR

N	: Newton
FEM	: Sonlu Eleman Analizi
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetrekare
stl	: Stereolithography
τ	: Makaslama stresi
CAD	: Computer aided design
CAM	: Computer aided manufacturing



1. GİRİŞ

Şeffaf plaklarla ortodontik tedavi, geleneksel braketlere ve tellere estetik bir alternatif arayan hem genç yaştaki hem de yetişkin ortodonti hastaları için giderek daha popüler hale gelmektedir. Gelişen teknolojiyle birlikte şeffaf plaklar ile ortodontik tedavi hastaların konfor ve estetik beklentilerini karşılarken hekimler açısından da tatmin edici tedavi sonuçları sağlamaktadır. Son zamanlarda ortodontik tedavi arayan yetişkinlerdeki artışla birlikte, geleneksel sabit apareylerden hem daha estetik hem de daha konforlu olan ortodontik tedavi yöntemlerine yönelik talepte buna paralel bir artış olmuştur(1). Plakların şeffaf ve neredeyse görünmez olmaları, yemek yerken, fırçalama ve diş ipi kullanımı sırasında çıkarılabilmeleri, sabit diş tellerine, hatta seramik ve lingual braket sistemlerine göre estetik, konfor ve ağız hijyeninde büyük üstünlük sağlamaktadır(2). Şeffaf plaklarla ortodonti tedavide, tedavi süresi ve hastanın diş hekimi koltuğunda oturma süresi, sabit diş tellerine kıyasla azalabilmektedir(3).

İlk şeffaf plaklar, ortodontik tedavinin son aşamaları için bir araç olarak veya sadece diş pozisyonundaki küçük düzensizlikleri tedavi etmek için geliştirilmiştir(4). Şeffaf plaklar alanındaki gelişmelerin sonunda şeffaf plakların orta ve şiddetli maloklüzyonların tedavisinde kullanılmasına olanak sunulmuştur.

Bir şeffaf plak serisi oluşturulmasındaki iş akışı, ilk ölçüde alınan alçı modelin taranmasıyla veya diş yapısının doğrudan dijital üç boyutlu ağız içi taraması kullanılarak sanal planlama yazılımı ile başlar. Tedavi setinin her bir plağı için fiziksel bir üç boyutlu ağız içi modele ihtiyaç vardır. Ardından, şeffaf materyalin üç boyutlu ağız içi modellerin ısıyla şekillendirilmesiyle plaklar üretilir. İşlemin son aşamasında ısıyla şekillendirilen şeffaf plakların trimleme sürecinden geçmesi gerekmektedir. Üretimin aşamalı olması, süreci göreceli olarak uzattığı ve maliyeti arttırdığı düşünülmektedir. (5)(6).

Isıyla şekillendirme işlemi sonrasında malzeme özelliklerinde önemli değişiklikler rapor edilmiştir. Isıyla şekillendirmenin malzemenin şeffaflığını azalttığını ve test edilen malzemelerin su emilimini, suda çözünürlüğünü ve yüzey sertliğini arttırdığını gösterilmiştir. Aynı zamanda ısıyla şekillendirme işlemi sürecinde kalınlık ve malzemenin elastik modülü azalma eğilimi göstermektedir(7). Şeffaf plağın kalınlığı, iletilen kuvvetlerin büyüklüğünde önemli bir rol oynamaktadır. Isıyla şekillendirilen şeffaf plaklarda ısı işlem sonucu oluşan

materyal kalınlığındaki düzensizlikler, plağın yerleştirme doğruluğunu ve uyumunu etkilemektedir(5).

Ayrıca, termoplastik üretim sürecinde , oluşturulan üç boyutlu modeller için kullanılan yazdırılabilir reçinelerin enerji tüketimi, atık malzeme ve çevre kirliliği bakımından çevresel etkisi günümüzde kesin olarak bilinmemektedir(8). Diş hekimliğinde özellikle ortodontide atık maddeler çözülmesi gereken temel problemlerden biridir. Mevcut teknikler kullanılarak üretilen fazla atık malzemenin önemli olumsuz çevresel etkileri vardır. Bu soruna bir çözüm, üç boyutlu baskı teknolojisinin sürdürülebilirliğini artırmak için üç boyutlu yazıcılarda geri dönüştürülmüş malzemelerin kullanımını dahil etmek olabilir(9).

Şeffaf plak uygulamasında tedavi planlarının hazırlanması, plak malzemesinin mekanik özellikleri, plak kalınlığını, aktivasyon miktarını ve yardımcı ataşmanların uygun özelliklerinin seçilmesiyle tanının dikkatli bir şekilde değerlendirilmesini gerektirir. Örneğin, bir şeffaf plağın kalınlığı, verdiği kuvvetin büyüklüğünü etkiler; kalınlık arttıkça önemli ölçüde daha fazla kuvvet üretir(10,11). Zamanla optimum diş hareketi oluşturmaya uygun mekanik bir ortamın gerçekleştirilmesi için apareyin kalınlığı göz önünde bulundurulmalıdır (12).

Literatür taraması ve çeşitli üreticilerden elde edilen bilgiler, şeffaf plak kalınlıklarının genellikle 400 – 1500 µm arasında değiştiğini göstermektedir. Isıl şekillendirme yoluyla üretilen şeffaf plakların kalınlığı, işlemden kullanılan mevcut polimer filmlerin kalınlığına bağlıdır ve kalınlık ark boyunca kontrol edilemez. Bununla birlikte, üç boyutlu baskı teknolojileri, özelleştirilmiş kalınlıklara sahip şeffaf plakların doğrudan üretimini ve ark boyunca plak kalınlığının değiştirilebilmesini sağlamaktadır. Buna göre, şeffaf plakların doğrudan üç boyutlu baskı yoluyla üretilmesi, kalınlık gibi diş hareketini etkileyebilecek plak özelliklerinin kontrolünü sağlama potansiyeli sunacağı düşünülmektedir(10).

Üç boyutlu baskı teknolojisi günümüzde cerrahi implant rehberleri, protetik restorasyonlar, restoratif diş hekimliği, ortodonti, implantoloji alanlarında kullanılmaktadır(13). Bu teknoloji üç boyutlu şeffaf plakların doğrudan üretimi için de kullanılmaktadır(14). Direkt olarak üretilen şeffaf plakların üretimi ile ağız içi ölçü modellerinin baskısı ortadan kalkar. Böylelikle iş akışındaki bir basamağın azalmasının, kümülatif hataların oluşumunu önleyebileceği düşünülmektedir(15). Aynı zamanda üç boyutlu direkt şeffaf plak üretimi sayesinde termoplastik proses de elimine edileceğinden materyalin fiziksel özellikleri açısından bir avantaj olarak kabul edilebilir. Doğrudan baskı, daha yüksek

doğruluğa ek olarak, daha kısa tedarik zincirleri, önemli ölçüde daha kısa teslim süreleri ve daha düşük maliyetler gibi ek avantajlar da sağlamaktadır(16). Ancak şeffaf plakların direkt üç boyutlu baskısını anlatan sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı konvansiyonel olarak ısıyla şekillendirilerek üretilen şeffaf plaklar ve üç boyutlu yazıcı ile direkt olarak üretilen şeffaf plakların okluzal kuvvetler altındaki boyutsal değişimlerinin ve mekanik davranışlarının sonlu eleman analiz yöntemi ile karşılaştırılmasıdır. Yeni üretim teknolojisi ile üretilen bu şeffaf plakların günümüzde sıklıkla kullanılan ısıyla şekillendirilerek üretilen şeffaf plaklarla mekanik davranışsal benzerliğinin değerlendirilmesi, mevcut piyasadaki malzeme çeşitliliğinin artırılması ve yeni üretim tekniğinin klinik olarak kullanılabilmesi açısından önemlidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. ORTODONTİDE ÜÇ BOYUTLU YAZICILAR VE ÜÇ BOYUTLU ÜRETİM

2.1.1. Dijital Diş Hekimliğinin Gelişimi

Üç boyutlu baskı uygulamasının tarihi, Charles Hull'un ilk üç boyutlu stereolitografiyi kullanıma sunduğu 1984 yılına kadar uzanmaktadır. O yıllarda bu teknolojinin henüz yeni olmasından dolayı bu pahalı üretim sürecine girmeden önce birincil araştırmalar ve çalışmalar için kullanılıyordu. Dr. Francois Duret ve Dr. Christian Termoz 1970 yılında bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli modelleme (CAD/CAM) kullanılarak üretilen protezler için ilk dental dijital iş akışını kurarak dijital diş hekimliğinin başlangıcını işaret etmiştir(17). 21. yüzyıla gelindiğinde, üç boyutlu baskı teknolojisi birkaç mikron düzeyinde hassasiyet sağlayabilecek gelişmeler göstermiştir. Böylelikle tıp alanında üç boyutlu baskı teknolojisinin kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır(18). Doğruluğun oldukça önemli olduğu diş hekimliğinde bu teknolojinin popülerlik kazanmaya başlaması çok uzun sürmemiştir. Üç boyutlu baskı teknolojisinde, farklı diş hekimliği şirketlerinin teknolojik gelişmedeki hızlanma ile mevcut gelişmelere adapte olma çabasıyla yoğun birçok iş akışını tamamen dijital iş akışıyla değiştirme şansı bulunmuştur(19). Ağız içi tarayıcıların piyasaya çıkmasıyla, öncesinde karmaşık ve iş yükü gibi görülen dijital iş akışı, daha pratik bir ve daha erişilebilir seçim haline getirmiştir(20).

Ağız içi tarayıcıların tanıtılmasının ardından, üç boyutlu baskı teknolojisinin icadıyla klinikteki konvansiyonel laboratuvar iş akışının yerini alabilecek bir alternatif olan dijital iş akışı sistemi gündeme gelmiştir. Bugün diş hekimliğinin her branşında çeşitli dijital iş akışı yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Ortodonti branşında bu konsept oldukça benimsenmiş olup, çeşitli ortodontik tedavi aşamalarında, sanal tedavi planlamalarında ve kişiye özgü üretilen apareylerde, retainer tasarımı ve üretiminde, ve şeffaf plakların üretiminde üç boyutlu baskı ile başlayan dijital iş akışı kullanılır(21).

Üç boyutlu üretim, dijital verilerden üretim tekniğidir. Üç boyutlu üretim süreci iki ana kategoriye ayrılabilir: eksiltici üretim ve eklemeli üretim. Eksiltici üretim şekli malzemenin frezelenmesine dayanır. Eklemeli üretim frezelenmesi zor olan karmaşık yapıların üretilmesini sağlar. Üç boyutlu baskı cihazları genellikle malzeme püskürtme ve fotopolimerizasyon tekniklerine dayalıdır(22).

2.1.2. Üç Boyutlu Yazıcıların Ortodontide Kullanımı

Biyouyumlu reçinelerin üç boyutlu yazıcılar ile kullanılabilir hale gelmesi, ortodontide birçok apareyin direkt olarak üretilmesine olanak sağlamıştır. Hareketli ve fonksiyonel apareyler genelde akrilikten ya da biyouyumlu rezinden üç boyutlu yazıcı ile basılarak üretilmektedir(23). Twin-block gibi hareketli fonksiyonel apareylerin yanı sıra quad-helix apareyi, lingual ark gibi apareyler ayrıca sanal ortamda üç boyutlu olarak tasarlanarak üç boyutlu yazıcı ile üretilmektedir(24). Kişiye özel tasarlanan braketlerin üretimi , ortognatik cerrahi splintlerin üretimi, indirekt bonding için üretilen transfer kaşıkları, şeffaf plak tedavisinde ortodontik ağız içi modellerin baskısı ve direkt olarak üç boyutlu yazıcı ile üretilen şeffaf plaklar üç boyutlu yazıcıların ortodontide kullanım alanlarına örnek verilebilir(25–27). Üç boyutlu baskı, kişiselleştirilmiş üç boyutlu yapılar oluşturmak için esnek bir eklemeli üretim yöntemidir. Üç boyutlu baskı yöntemlerine, ekstrüzyonla üç boyutlu baskı, selektif lazer sinterleme(SLS) ve dijital ışık işleme(DLP), stereolitografi (SLA) örnek verilebilir. Ortodontide 3 boyutlu baskı için kullanılan güncel malzemeler arasında akrilonitril-bütadien-stiren plastik, stereolitografi malzemeleri (epoksi reçineler), polilaktik asit, poliamid (naylon), cam dolgulu poliamid, gümüş, çelik, titanyum, fotopolimerler, mum ve polikarbonat sayılabilir(20).

Erimiş filaman üretimi (FFF), seçici lazer sinterleme (SLS) , stereo litografi aparatı (SLA) multijet füzyon teknolojisi gibi çeşitli üç boyutlu yazıcı türleri arasından , üç boyutlu olarak direkt üretilen şeffaf plakların üretiminde, malzemelerin spesifik özellikleri ve gereklilikleri bakımından DLP ve SLA teknolojisini kullanan yazıcılar daha uygundur(9,28).

2.2. ŞEFFAF PLAKLARIN TANIMI VE TARİHSEL GELİŞİMİ

Son zamanlarda, geleneksel braketler ve ark tellerine alternatif olarak ortodontik şeffaf plak apareyleri tanıtıldı. Bantlar, braketler veya teller olmadan diş hareketi, 1945 gibi erken bir tarihte, esnek bir diş konumlandırma apareyini bildiren Kesling tarafından tanımlanmıştır(29). Daha sonra, şeffaf pekiştirme apareyleri gibi çeşitli tipte diş yüzeyini kaplayan şeffaf plak apareyleri tanıtıldı (30,31). Bu malzemelerin üstün şekil-hafıza özellikleri küçük diş hareketlerini mümkün kılmaktadır(30–32). Şeffaf plaklarla minör diş hareketleri Raintree Essix (Dentsply Sirona, ABD) tarafından geliştirilen bir teknikle elde edilmiştir. Bu tip apareyin diş dizilimindeki hafif çapraşıklıkların düzeltilmesinde etkili olduğu iddia edilmektedir. Bu

sistemde diş hareketi 2 ila 3 mm ile sınırlıdır; çapraşıklık bu aralıktan fazla olduğunda dişlerin düzeltilmiş konumuna dayalı yeni bir aparey önerilir(31).

Günümüzde dijital diş hekimliği, ortodonti alanında ilerlemektedir. Bu gelişmeler, aljinat ölçülerine olan ihtiyacı önemli ölçüde azaltan ağız içi tarayıcılarla başlamıştır ve üç boyutlu baskı modellerinden üç boyutlu baskı yoluyla doğrudan apareylerin üretimine doğru ilerlemektedir. Uygulama pratiğine üç boyutlu yazıcıların eklenmesiyle ortodontist tamamen dijital bir iş akışı elde edebilir hale gelmiştir(33).

2.3. ŞEFFAF PLAKLARLA ORTODONTİK TEDAVİNİN ÇALIŞMA PRENSİBİ

Son yıllarda ağız içi tarama, CAD/CAM uygulamalarındaki teknolojik gelişmeler sayesinde şeffaf plaklarla ortodontik tedavi teknikleri gelişim süreci içerisinde. Günümüzde birçok şirket bu tür bir teknolojiyi dünya çapında diş hekimlerine ve ortodontistlere sunmaktadır. Dişlerin hizalanması, şeffaf termoplastik malzemeden yapılmış sıralı şeffaf plakların kullanımına dayanmaktadır. Şeffaf plaklar yaklaşık iki haftalık bir rejimde takılır ve her bir şeffaf plak 0,2 mm translasyon veya diş başına 1° rotasyon olacak şekilde aşamalı bir seviyelenme tasarlanmıştır(34)(35) . Şeffaf plaklar , dişlerin tüm yüzeylerini kapladığı için çalışma mekaniği ve etkinliği, dişlerin geometrisine, kullanılan şeffaf plak malzemesinin özelliklerine, dişlerin üzerine oturmasına ve programlanmış kuvvetin yönüne ve miktarına bağlıdır(36).

2.4. ŞEFFAF PLAKLARLA ORTODONTİK TEDAVİNİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

2.4.1. Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Avantajları

- Şeffaf plaklar dişlerde hafif bir parlaklık dışında daha estetikdir. Bu durum, hastaların uyum ve işbirliği için önemli bir kriterdir(37).
- Hastalar için takılıp çıkartılması kolaydır(37).
- Şeffaf plaklarla ortodontik tedavide sabit mekaniklere kıyasla koltukta oturma süresi ve tedavi süresi açısından bir çok vakada önemli avantaja sahip olduğu bildirilmiştir(38).

- Şeffaf plak tedavisi boyunca hastaların plak kontrolünü daha iyi gerçekleştirdiği bildirilmiştir(39).
- Sabit ortodontik tedavi mekaniklerinin neden olduğu ağız içi yaralanmalar minimal düzeyde oluşmaktadır(39).

2.4.2. Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Dezavantajları

- Tüm diş yüzeylerinin neredeyse gün boyu kaplanması, özellikle şekerli gıdaların tüketimi sonrasında, yumuşak madde birikimini artırır ve bu da subkronik inflamasyona yol açabilir(39).
- Şeffaf plak bitim sınırları tamamıyla pürüzsüz olmadığından, marjinal diş etini tahriş edebilmektedir.(39)
- Hekimin planladığı tedavi sonuçlarının gerçekleşmesi hastanın uyumuna bağlıdır.
- İntermaksiller düzeltim dişler arasındaki plak kalınlığı sebebiyle sınırlıdır.
- Relaps riskinin şeffaf plaklarla ortodontik tedavi gören hastalarda daha fazla olduğu bildirilmektedir(40).
- Şeffaf plakların hepsi tedavi başında yapılan planlamaya göre üretildiğinden ara aşamalarda düzeltim ya da değişiklik istendiğinde yeni bir planlama ve üretim süreci gerektirmektedir(41).

2.5. ŞEFFAF PLAKLARLA ORTODONTİK TEDAVİNİN ENDİKASYON VE LİMİTASYONLARI

2.5.1. Şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin endikasyonları:

1. Hafif ve orta dereceli çapraşıklık görülen yer darlığı vakaları
2. Derin kapanış problemlerinin varlığında anterior dişlerin intrüzyonunun gerçekleştirileceği vakalarda (42)
3. Hafif ve orta derecedeki diastemaların görüldüğü durumlarda boşlukların kapatılması
4. Posterior dişlerde intrüzyonu gereken vakaların tedavisi
5. Ekspansiyon ihtiyacı olan daralmış arklarda

6. Relaps vakalarında şeffaf plaklarda ortodontik tedavilerden yararlanılabilmektedir(43).

7. Kalıcı dişleri tamamen sürmüş yetişkinlerde veya ergenlerde kullanılması endikedir(44).

2.5.2. Şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin kontraendikasyonları :

1. Şiddetli açık kapanış vakalarında
2. Şiddetli rotasyonlu dişlerin mevcut olduğu vakalarda
3. 45° den fazla eğimli dişlerin düzeltilmesinde
4. 5mm ‘den fazla çapraşıklık veya yer darlığının görüldüğü vakalar (42).
5. 2mm den daha fazla antero-posterior iskeletsel uyumsuzlukların görüldüğü vakalar(44)
6. Sentrik ilişki ve sentrik oklüzyon uyumsuzlukları
7. Kısa kronlu dişlerin plak tarafından tam olarak kavranamadığı vakalarda
8. Oligodonti görülen vakalarda
9. Şeffaf plaklarla ortodontik tedavilerde dişlerin ekstrüzyon hareketinin sınırlı olduğu düşünülmektedir(42).

2.6. ŞEFFAF PLAKLARIN ÜRETİLDİĞİ MALZEMELER

Şeffaf plak materyali tereftalat olarak kullanılan malzemeler reçine polimerleridir. Günümüzde polietilen tereftalat (PET), glikol-modifiyeli polietilen tereftalat (PETG), polipropilen (PP), poliüretan (PU), termoplastik poliüretan (TPU), polikarbonat (PC), polietilen (PE) ve etilen vinil asetat (EVA) içeriğe sahip malzemeler ile plak materyalleri ve bu malzemelerin kombinasyonları kullanılmaktadır(45).

Günümüzde kullanılan bazı şeffaf plak firmaları, ürettikleri şeffaf plak ticari isimleri ve materyal içerikleri aşağıdaki Tablo 2.1’de listelenmiştir.

Tablo 2.1. Şeffaf Plak Marka ve İçerikleri

Şeffaf Plak Markası	Materyal İçeriği	Üretici Firma
Duran	PET-G (Polietilen tereftalat glikol)	Scheu Dental, Iserlohn, Almanya
Biolon	PET (Polietilen tereftalat)	Dreve Dentamid GmbH. Unna, Almanya
Invisalign SmartTrack	Çok katmanlı termoplastik poliüretan	Align Technology, Santa Clara, CA, ABD
Nuvola	Polietilen tereftalat glikol (PET-G)	GEO srl, Rome, RM, İtalya
Zendura®	PET-G (Polietilen tereftalat glikol)	ZenduraDental Lakeview Blvd, Fremont, CA, ABD
Erkodur	PET-G (Polietilen tereftalat glikol)	Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Almanya

2.7. ŞEFFAF PLAK ÜRETİM TEKNİKLERİ

2.7.1. Termoforming Yöntemiyle Şekillendirilen Şeffaf Plaklar

Geleneksel ısı ile şekillendirilen şeffaf plakların üretiminde hastadan Polivinil Siloksan (PVS) ölçü maddesi ya da ağız içi tarayıcılarla ölçü alındıktan sonra ağız içi model dijital ortama aktarılır. Dijital formattaki bu modeller üzerinde sanal ortamda nihai tedavi sonucuna ulaşacak şekilde tedavi simülasyonu gerçekleştirilir. Tedavi sonuca ulaşmak için gerekli olan modeller belirlenir. Tüm bu modeller üç boyutlu yazıcı ile üretilir. Elde edilen tüm modellerin üzerine termoplastik şeffaf plak materyalleri çeşitli yöntemlerle şekillendirilerek şeffaf plaklar nihai şekline getirilir.

Termoplastik şeffaf plak materyalleri ısıtıldıktan sonra nihai formunu alması amacıyla vakumla şekillendirme, basınçla şekillendirme teknikleri uygulanabilir. Üç boyutlu modellerle şeffaf plakları imal etmek için termoform üniteleri, pozitif ve negatif basınçlı(vakumlu) termoform makineleri olmak üzere iki kategoriye ayrılır. Termoforming işlemi termoplastik materyallerin ısıyla şekillendirilmesi, önceden ısıtılmış bir termoplastik levhanın belirli bir şekil üreten bir kalıp üzerinde şekillendirilmesini veya gerilmesini içeren bir grup işlem için genel bir terimdir. Plastik malzemeleri işlemenin en eski yöntemlerinden biri olarak kabul edilir. Isıtılmış polimer levhayı bir kalıp üzerinde germek için vakumla negatif basınç kuvvetini kullanan işleme, vakumlu şekillendirme veya vakumlu termoform denir. Basınçla şekillendirme vakumla şekillendirmeye göre termoplastik plakta daha çok detayın görülmesini sağlar. Biostar

(Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya) 8 bara kadar basınç sunan popüler bir pozitif termoform makinesi örneğidir(43).

Şeffaf plak kullanımı sırasında hastaların yemek yerken, çiğneme ve ısırma sırasında tekrar tekrar çıkarması ve takması gerekir. Daha zayıf sıkıştırma mukavemetine sahip ve daha fazla deformasyon gösteren ısıyla şekillendirilmiş şeffaf plakların bu özelliği sergilemesinin birincil nedeni, bunların termoplastik bazlı malzemeler olması gerçeğidir(15). Isı değişimine bağlı olası deformasyonlar, ısıyla şekillendirilen şeffaf plakların dezavantajları arasında gösterilebilir.

2.7.2. Direkt Yazıcı İle Üretilen Şeffaf Plaklar

Şeffaf plak apareylerinin doğrudan üretimi, mevcut iş akışındaki modelin basım ve ısıyla biçimlendirme adımlarını atlayarak, şeffaf plak üretiminin verimliliğini önemli ölçüde artırıp, çevresel yan etkilerini azaltmaktadır(9,46,47). Şeffaf plakların doğrudan baskısı, mevcut termoform yöntemleriyle mümkün olmayan kalınlık gibi plak özelliklerinin uzamsal kontrolünü sağlayarak şeffaf plak mekaniğinde yeni ufuklar açabileceği düşünülmektedir (48,49).

Mevcut yazılım araçlarıyla şeffaf plakların tasarımı ve doğrudan üç boyutlu baskı yoluyla üretimi sağlanabilmektedir. Tasarımı ağız içi modele uyumlu şekilde dizayn edilir (50). Üstün geometrik doğruluğu, yük direnci, akış özelliği , sertliği ve daha düşük deformasyonu nedeniyle ısıyla şekillendirilmiş şeffaf plaklar yerine üç boyutlu baskılı ve sertleştirilmiş biyouyumlu şeffaf plakların kullanılabileceği düşünülmüştür(15).

Günümüzde üç boyutlu yazıcı ile doğrudan üretilen şeffaf plak materyallerine Dental LT® (Scheu Dental, Iserlohn, Almanya) ve Tera Harz Graphy® (Graphy Inc., Seoul, Kore) şeffaf plak reçineleri örnek verilebilir.

Dental LT® plak reçinesi, Sınıf IIa biyouyumlu, uzun süreli bir reçinedir. Kırılma ve aşınmaya karşı yüksek dirence sahip olan bu materyal; sert splintler, şeffaf plaklar ve diğer doğrudan basılan uzun süreli ortodontik apareylerin üretiminde kullanım için uygundur. Form 2 (FormLABS) üç boyutlu yazıcıyla birlikte kullanımı firma verisi olarak bilinmektedir(51). Tera Harz TC-85, doğrudan üç boyutlu yazıcıyla yazdırılarak şeffaf plak üretimi için geliştirilmiş bir reçinedir. Bu reçine şeffaf ve fotopolimer bir malzemedir. Günümüzde

DigiLine® (Orchestrate3D, ABD) ve LuxCreo® DCA (LuxCreo, ABD) gibi firmalar şeffaf plak reçineleri, uygun üç boyutlu yazıcıları ve direkt üç boyutlu yazıcı ile şeffaf plak üretiminin sağlanmasında kullanılan yazılımları dental piyasaya sürmüşlerdir.

Bu yeni geliştirilen teknik ve şeffaf plak reçineleri ile daha az efor ve üretim süreciyle direkt üç boyutlu yazıcılarla üretilen şeffaf plakların üretimi gerçekleştirilebilmektedir.

2.8. FİZİKSEL GERİNİM VE STRES TESPİT YÖNTEMLERİ

Bir cismin üzerine gelen yüklere karşı mukavemetinin artırılması ve düzenlenmesi amacıyla, stresin yoğunlaştığı alanların tespit edilip bu bölgelerdeki stresin dağıtılmasını sağlayacak yeni bir tasarım yapabilmek için stres analiz yöntemlerine ihtiyaç duyulmuştur(52).

Stres analiz yöntemleri, kuvvete maruz bırakılan cisim üzerinde oluşan streslerin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesini sağlayan yöntemlerdir. Kuvvetin uygulanacağı noktanın belirlenmesi, kuvvetin uygulandığı yapının şeklinin ve yapısının modifiye edilmesi ve stresi istenen ya da istenmeyen bölgelerin tayin edilmesi ile analiz mümkün hale gelmektedir. Stres analizi, uygulanan kuvvetlere bağlı olarak bir yapıda ortaya çıkan gerilmelerin (streslerin) gözlemlenebildiği bir uygulama olduğu gibi sayısal, analitik ve deneysel olmak üzere üç şekilde yapılabilir. Deneysel yaklaşımlar çoğunlukla gerçek yapının ya da prototiplerin kullanılması ile elde edilen ölçümlerin analizini içerir. Analitik stres analizleri, problemin çözümünü oluşturan denklemlerin matematiksel formüller yardımıyla çözülmesi ile yapılmaktadır. Sayısal analizler ise sonlu elemanlar analizi modeli gibi sayısal modellemelere ihtiyaç duymaktadır(53).

2.8.1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi

Gerinim ölçerler, statik ve dinamik yüklemeler altında olan yapılar üzerinde meydana gelen doğrusal şekil değişimlerinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılır. İletkenin elektrik direncinin değişmesi ile çalışan mekanik aygıtlardır. İlgili bölgelere gerinime duyarlı uçlar yerleştirilir ve kalibrasyonu yapılmış elektriksel direnç elemanları vasıtasıyla stres altındaki boyutsal değişiklikler değerlendirilir(53).

2.8.1.1. Lazer Işınlı Kuvvet Analiz Yöntemi (Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi)

Laboratuvar ortamında oluşturulan deney düzeneğine kuvvet uygulanarak, stres analizleri yapabilmektedir. Diş hekimliğinde, diş hareketleri sonucunda dokuda meydana gelen değişimleri ölçebilmek amacıyla kullanılmaktadır(54). Lazer ışını ile modelin üç boyutlu görüntüsünü holografik film üzerine kaydetmeyi sağlayan optik bir analizdir. Bu yöntemde interferometre olarak adlandırılan alet ile iki lazer ışın demeti sayesinde modeldeki aralık ve yer değiştirme miktarı ölçülür(55).

2.8.1.2. Fotoelastik Gerilme Yöntemi

Fotoelastik gerilme yöntemi; geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemlemek için kullanılan, saydam cisimler içinden geçen polarize ışığın kırılması olayına dayanan gerilme analiz yöntemidir. Polarize ışık demeti kuvvet uygulanmış fotoelastik materyalden geçerken titreşimlere dönüşür. Bu titreşimler polariskop cihazı ile izlenerek gerilme bölgeleri tespit edilir(56).

2.8.1.3. Kırılma Vernikle Kaplama Yöntemi

Model üzerine vernik püskürtülüp ardından modele ısı uygulayarak sertleşmesi sağlandıktan sonra istenilen yön ve şiddette kuvvet uygulaması yapılır. Analiz sonucunda vernik yüzeydeki çatlaklar ile kuvvetin yoğun olduğu alanlar ve kuvvetlerin doğrultusu belirlenebilmektedir. Bu yöntemle, stresin nispeten az olduğu bölgelerde oluşan çatlakların incelenmesi zordur (57).

2.8.1.4. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi (FEM), incelenen modelin çözümünü gerçekleştiren her bir elemandaki gerilim ve gerinmeyi hesaplamak için bir dizi hesaplama prosedürünü içerir. Böyle bir yapısal analiz, dış kuvvet, basınç ve diğer faktörlerden kaynaklanan stres ve gerinmenin belirlenmesini sağlar. Bu yöntem, in vivo olarak ölçülemeyen biyomalzemelerin mekanik yönlerini göstermek için oldukça kullanışlıdır. Elde edilen sonuçlar daha sonra çeşitli parametreleri görüntülemek ve analizin sonuçlarını tam olarak belirlemek için sonlu eleman analizi ortamında görselleştirme yazılımı kullanılarak incelenebilir(15,58–61).

Sonlu eleman metodu ile hem statik hem dinamik analiz yapılabilir. Oluşturulacak simülasyonun sınır şartları ve malzeme özellikleri araştırmacı tarafından sisteme tanımlanmaktadır. Bunların yanı sıra analiz için gereken donanımın maliyeti ve güncellemelerin gerekli olması dezavantaj olarak düşünülebilir. Analiz edilen materyalin mekanik özellikleri konusunda kapsamlı bilgi sahibi olunması sonuçların yorumlanabilmesi için önemlidir(62).

Sonlu eleman analizi ortodonti alanında birçok durumda kullanılmaktadır. Ortodontik kuvvetlere tepki olarak dişlerin ve kraniyofasiyal yapıların hareketini tahmin etmek için kullanılabilir. Ayrıca şeffaf plaklar, sabit tedavi mekanikleri ve retainerlar gibi ortodontik aapareyleri tasarlamak, optimize etmek ve kullanımdan önce mekanik özelliklerini değerlendirmek için de kullanılabilir. Sonlu eleman analizi, materyal özelliklerinin değerlendirilmesi bakımından non-invaziv ve etkili bir yol sağlamaktadır. Sonlu eleman analizi simülasyonlarının sonuçları, karar verme ve tedavi planlamasında ortodontistlere değerli bilgiler sağlamaktadır.

2.8.2. Sonlu Elemanlar Analizi İle İlgili Temel Kavramlar

2.8.2.1. Kuvvet

Cisimlerin hareketini değiştirebilen ve cisimlerde geçici deformasyon ve/veya şekil değişikliği oluşturabilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklüktür ve yön, şiddet ve doğrultu gibi vektörel özelliklerle ifade edilir.

2.8.2.2. Homojen Cisim

Yapı içerisinde materyalin elastikiyet özelliklerinin her noktada aynı olduğu cisimler homojen cisim olarak adlandırılır. Bu cisimlerde deformasyon ve gerilme özellikleri elastiklik modülü ve Poisson oranına bağlı olarak ifade edilir(63).

2.8.2.3. Rijit Eleman

Nodlar arasındaki mesafenin sabit tutulmasına yarayan rijit elemanlar, kuvveti iletirken gerilme yüklenemeyen ve deformasyona uğramayan yapı birimidir(64).

2.8.2.4. Gerilme-Stres

Bir cisme kuvvet uygulandığında cisimde karşı bir direnç oluşmaktadır. Birim yüzeye uygulanan kuvvete karşı oluşan tepki gerilme olarak ifade edilmektedir ve kuvvetle zıt yönlüdür(65). Birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanan gerilmenin birimi Paskal'dır ($\text{Pa} = \text{N/m}^2$). Diş hekimliği alanında yapılan araştırmalarda çalışılan boyutların hassasiyeti açısından çoğunlukla Megapaskal (MPa veya N/mm^2) tercih edilmektedir. 1 MPa yaklaşık olarak 106 Pa değerindedir(66)(67). Temel olarak 3 farklı gerilme türü bulunmaktadır.

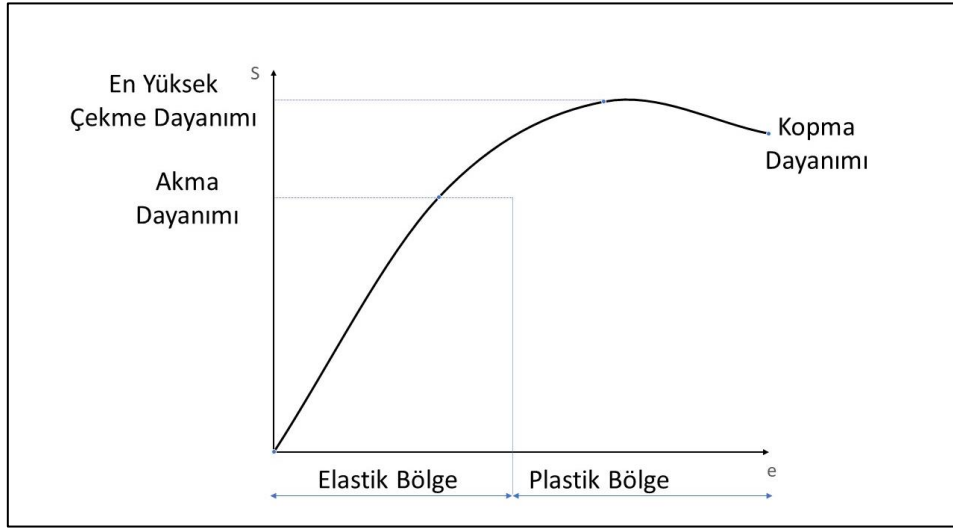
- 1- Çekme gerilimi (Tensile Stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı doğrultuda fakat ters yöndeki iki kuvvet sonucu meydana gelen gerilimdir.
- 2- Basma gerilmesi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya etkisine neden olan, aynı doğrultuda ve karşılıklı uygulanan iki kuvvet sonucu meydana gelen gerilmedir.
- 3- Makaslama gerilmesi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde ve yüzeye paralel yönde kaydırmaya zorlayan, cisme farklı hizalardan karşılıklı ve zıt yönde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilmeyi tanımlanmaktadır(68,69).

2.8.2.5. Gerinim

Cismin, üzerine etki eden kuvvetler etkisiyle uğradığı deformasyonun, birim boyut başına olan ölçüsüdür. Gerinim deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanınan bir büyüklüktür. Gerinimin değeri genel olarak yüzde (%) ile ifade edilir. 1 strain %100 uzamayı gösterirken 1000 mikrostrain %0.1 uzamayı gösterir(70).

2.8.2.6. Gerilme-Gerinim Eğrisi

Gerilme-gerinim eğrisi, materyalin yüklenen kuvvet sınırlarına dayanım davranışlarının saptanmasında kullanılmaktadır(71).(Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Gerilme-Gerinim Eğrisi

2.8.2.7. Elastik Modülü-Young Modülü

Bir cisme uygulanan kuvvet sonucu cismin şekil değiştirmeye karşı gösterdiği direncin ölçüsüdür. Aynı zamanda Young Modülü olarak bilinen elastik modülü cismin katılığı ile doğru orantılıdır. Yüksek elastisite modülüne sahip bir cismin, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğradığı çalışmalar ile gösterilmiştir. Elastik modülünün birimi, birim alana uygulanan kuvvet olup kg/mm^2 'dir. Stresin gerinime oranıyla elastik modülü değeri elde edilir(72).

$$E = \text{Gerilim } (\sigma) \text{ (Stres)} / \text{Gerinim } (\epsilon). \text{ (Hooke Kuralı)}$$

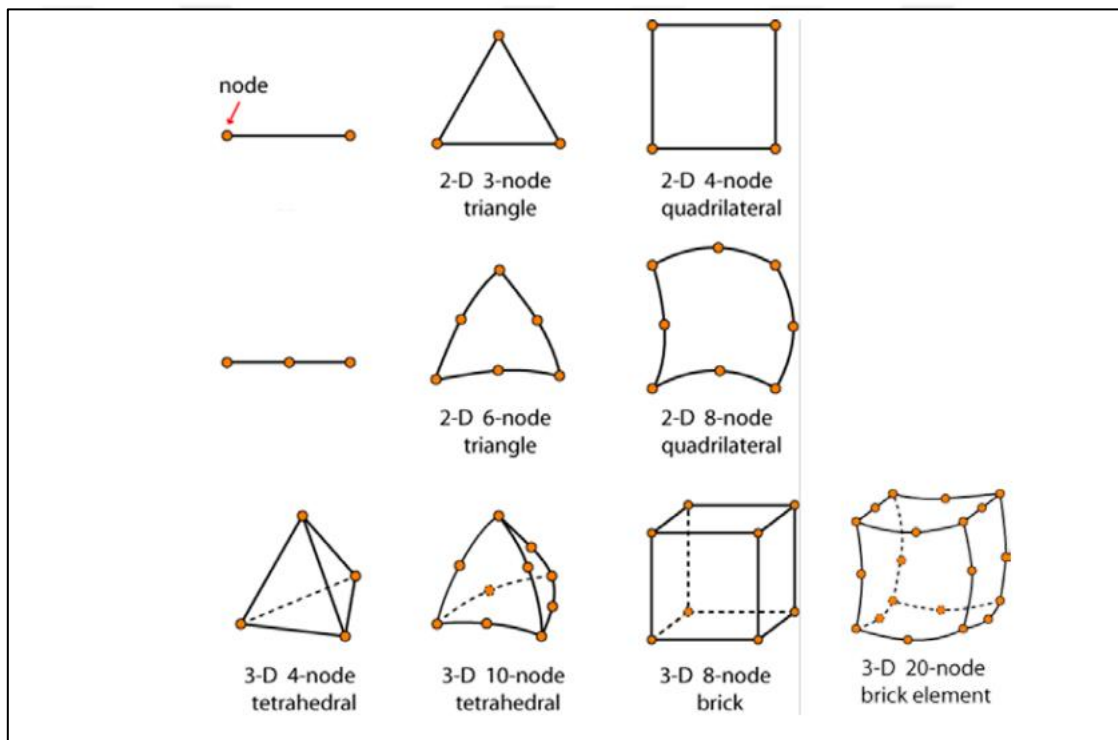
2.8.2.8. Poisson Oranı

Poisson oranı, malzemenin elastik özelliğini tam olarak tanımlamak için gerekli olan mekanik parametrelerden biridir. Tek eksenli bir testte elde edilecek enine gerilmenin (büzülme) eksenel gerilmeye (uzama) oranı olarak tanımlanabilir. Aynı zamanda malzemenin dilatasyon ve kesilmeye karşı göreceli direncinin bir ölçüsüdür(73).

2.8.2.9. Eleman ve Düğüm Yapıları

[illegible]

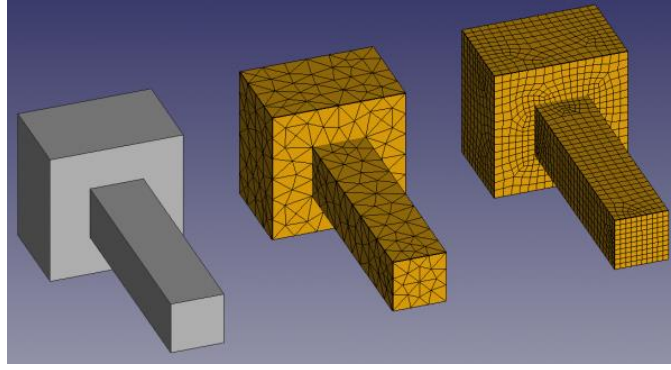
Sonlu elemanlar analizinin en küçük birimi olan elemanların birbirine bağlanmasına düğüm (node) adı verilir. Elemanlar düğüm noktalarından birbirleri ile bağlantılı olarak, denklem sistemini oluşturulmaktadır. Elemanlar bu düğüm noktalarının yer değiştirmesi ile hareketi etmektedir(74).



Şekil 2.2. Sonlu Eleman Analizi Eleman ve Düğüm Yapıları (75).

2.8.2.10. Ağ yapısı (Mesh)

Ağ, bir elemanın şeklini tanımlamaktadır. Düğüm noktalarının ve elemanlarının koordinatları, ağ oluşturma işlemi ile oluşturulur. Sonlu eleman analizinde ağ yapısının biçimlendirilmesi gerilim dağılımının tespitinde önemli hususlardan biridir(76).(Şekil 2.3)



Şekil 2.3. Ağ yapısı oluşturulmuş model

2.8.2.11. Von Mises Stres Gerilmesi

Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılan bir ölçüttür. Von Mises gerilmesi çekilebilir materyallerde kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde ve gerilme kriterinin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Germe kriterlerini değerlendirebilmek amacıyla, üç boyutlu ifadeyi renkli bir skala üzerinde okunabilen tek bir pozitif sayı haline dönüştürür(77,78).

2.8.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensipleri

Sonlu eleman analizi yapısal gerilimi analiz etmek için kullanılan oldukça hassas bir tekniktir. Sonlu sayıda düğümle birleştirilmiş yapısal elemanların bir araya gelmesiyle biyomekanik yapı sanal olarak modellenir. Bir sonlu eleman modelinin elemanları, fiziksel modelin yapı taşlarıdır. Bu elemanların “sonlu” sayısı vardır. Modellenecek nesne, düğümlerden oluşan bir ağ yapısına bölünür. Bu düğümler veya noktalar daha sonra bir elemanlar sistemi oluşturmak için bir araya gelir. Elastisite modülü (Young modülü) ve Poisson oranı gibi nesnenin mekanik özelliklerinin bilinmesi, bir kuvvet tarafından nesnenin her bir parçasının ne kadar bozulmaya uğradığını belirlemeye olanak tanır(79,80). Sonlu eleman analizi, heterojen malzeme özellikleri içeren düzensiz geometrili katılara uygulanabilir olma avantajına sahiptir. Ortodontide sonlu eleman analizi dişlerde, kullanılan materyallerde ve mekanik sistemlerde maksimum stres alanlarını göstermek için kullanılmıştır(81).

2.8.3.1. Problem ve Kurgunun Oluşturulması

Sonlu eleman analizinde çözümlleme işleminin gerçekleştirilebilmesi için öncelikle problem ya da kurgu tanımlanmalıdır. Böylelikle çözülecek denklem ortaya çıkarılır. Problemin uygun bir şekilde tanımlanmasıyla denklemin çözümü, sonuçların doğruluğu ve yeterliliği açısından önemlidir.

2.8.3.2. Geometrik Çalışma Modelinin Oluşturulması

Bir sonlu eleman modelinin yaratılmasındaki ilk adım, incelenen nesnelerin geometrisinin bilgisayar ortamında modellenmesidir. Araştırılacak probleme bağlı olarak, incelenen nesnenin sayısal temsili, iki veya üç boyutlu çeşitli şekillerde elde edilebilir. Geometrik şeklin oluşturulması denklem kurgusunda ilk aşamadır. Bu amaçla materyalin geometrik olarak tanımlanması üç farklı şekilde yapılabilir;

– Manuel modelleme; analiz yapılacak geometrik şeklin çiziminin yapılmasıdır. Diğer yöntemlere göre zor ve uzun bir yöntemdir. Yüzey geometri detaylarının daha az olduğu durumlarda kullanılabilir.

– Tarama ile modelleme; Üç boyutlu ya da iki boyutlu tarayıcılar ile geometrik modeli istenen cismin şeklin bilgisayar ortamına taşınmasıdır.

– BT ya da MRI ile modelleme; modeli istenen yapının radyolojik görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ile uygulanır. Görüntünün yeterli çözünürlükte ve kalitede olması istenir. Biyolojik dokuların modellemesinde en sık kullanılan yöntemdir. Kesitsel görüntüler bu amaçla birleştirilerek üç boyutlu geometriler elde edilir.

2.8.3.3. Ađ Yapısının Oluşturulması

Ađ yapısının oluşturulması sonlu eleman analizinin temel mekanizmalarından biridir. Geometrik çalışma modeline elemanların tanımlanmasını, en büyük sonlu eleman boyutunun ne olacağının, modelin kaç parçaya bölüneceğini, modelin üzerindeki çizgi veya noktalarda ađ yoğunluğunun ne kadar olacağının sisteme tanıtılmasını sağlar(82).

2.8.3.4. Malzeme Özelliklerinin Sisteme Entegrasyonu

Bir sonlu eleman modeline uygun malzeme özelliklerinin atanması, tahmin doğruluğunu sağlamak için gerekli bir adımdır. Bir yapıdaki gerilim ve gerinim, malzeme özelliklerine dayalı olarak türetilir. Bu özellikler izotropik, enine izotropik, ortotropik ve izotropik olarak sınıflandırılabilir.

İzotropik bir malzeme için özellikler her yönde aynıdır. Young modülü (veya elastisite modülü), kesme modülü (veya rijitlik modülü) ve Poisson oranı izotropi durumunda birbiriyle ilişkili olduğundan, elastik davranışın karakterize edilmesi için üç değişkenden ikisinin belirlenmesi gerekir(83).

2.8.3.5. Sınır Koşullarının Oluşturulması

Sonlu eleman modellerindeki sınır koşulları temel olarak incelenen yapılara yüklenen yükleri ve bunların sabitleme karşılıkları olan kısıtlamaları temsil eder. Ek olarak, birbirine bağlı sonlu eleman grupları dolayısıyla kısıtlamaları veya fiziksel olarak ayrı cisimlerin temas etkileşimini içerebilirler(84).

2.8.3.6. Kuvvetin Uygulanması

Sonlu eleman analizi, model tasarımında incelenecek yapının heterojenliğini ve düzensizliğini içermeye yeteneğine sahiptir; ve daha detaylı bir analiz için yüklerin farklı yönlerde ve büyüklükte uygulanabilme kolaylığı sağlar(85). İncelenecek miktarda ve döngüde kuvvet uygulaması simülasyonu yapılabilmektedir.

2.8.3.7. Sonuçların Yorumlanması ve İstatistiksel Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için bu verilerle istatistiksel analizler yapılamaz. Boyutsal değişimlerin, düğümlerdeki stres miktarları ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanması sonlu eleman analizinde esastır.

2.8.4. Sonlu elemanlar analizinin avantaj ve dezavantajları

- Farklı materyallerden oluşan çeşitli geometrik yapıdaki cisimlerin incelenmesine imkân sağlar. Günümüzde sonlu eleman analiz yöntemi ile kuvvet uygulanan maddedeki stresler, gerinimler ve yer değiştirmeler hassas bir şekilde elde edilebilir.
- Gerçek biyomekanik yapının modellenmesinde istenen yüzeylerde eleman sayısı artırılarak hassas sonuçlar alınabilirken, diğer yüzeydeki eleman sayıları azaltılarak işlem hızı artırılabilir.
- Elemanlarının boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği ve değiştirilebilirliği sayesinde geometrisi kompleks cisimler dahi güvenli olarak analiz edilir.
- Çeşitli sınır şartlarının uygulanmasıyla hassas sonuçlar vermektedir.
- Kullanılan yazılım programı ve bu programı çalıştıran bilgisayarların maliyetine ek olarak analizlerin yapıldığı yazılım programlarının güncellenmesi gerekmektedir.
- Stres analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkar. Bu sebeple sonlu eleman analizi ile elde edilen sonuçların istatistiksel olarak karşılaştırılarak incelenmesi mümkün değildir. Bunun yerine değerlerin ve gerilme dağılımlarının dikkatle incelenmesi ve yorumlanması gerekmektedir.
- Malzeme özelliklerinin sisteme doğru olarak yüklenmesi analiz güvenilirliği etkilemektedir(74,86,87).

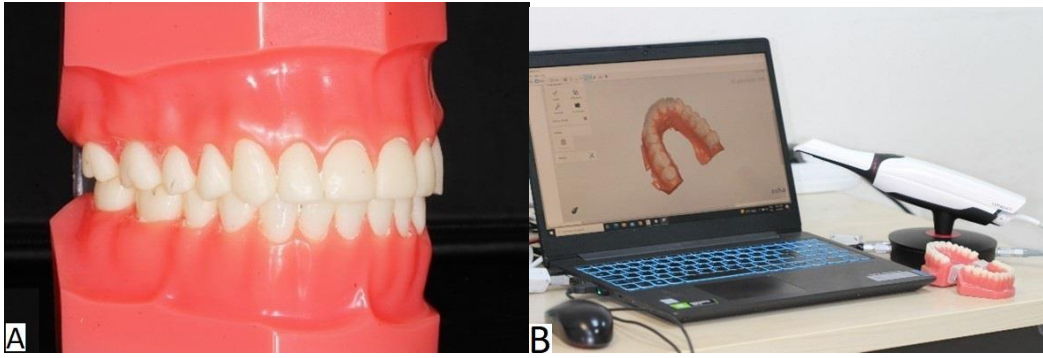
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında üç boyutlu yazıcı ile direkt olarak üretilen şeffaf plaklar ve ısıyla şekillendirilerek üretilen şeffaf plakların okluzal kuvvetler altındaki boyutsal değişimleri ve Von Mises gerilimleri sonlu eleman yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Bu çalışma, Gülhane Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda planlanmıştır.

Çalışmamızda insana ait biyolojik materyal verisi kullanılmamış olup, çalışma modeli typodont diş modelinin üç boyutlu yazıcı ile taranmasıyla oluşturulmuştur. Hiçbir retrospektif kişisel veriden deneysel ya da bilimsel olarak yararlanılmamıştır. Bu sebeple çalışmamızın tasarımında etik kurul izni gerekmemektedir.

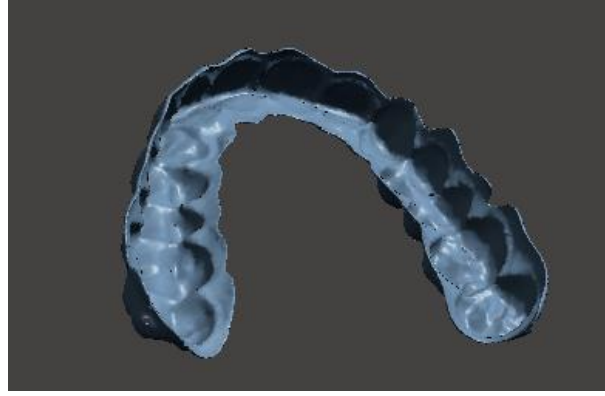
3.1. DENTAL MODEL VE ŞEFFAF PLAK MODELİNİN OLUŞTURULMASI

Üst çene diş typodont diş modelinin ağız içi tarayıcı 3Shape (Trios®, Danimarka) ağız içi tarayıcı ile taranmasıyla dental modeli .stl formatında oluşturulmuştur.(Şekil 3.1)



Şekil 3.1. A) Typodont Dental Model Şekil B) 3Shape (Trios®, Danimarka) ağız içi tarayıcı

Dijital dental model .stl formatında elde edildikten sonra MAESTRO® 3D ORTHO STUDIO(AGE Solutions®, Pontedera, İtalya) yazılımındaki şeffaf plak modülü üzerinde sanal üç şeffaf plak modeli tasarlanmıştır.(Şekil 3.2)



Şekil 3.2. MAESTRO® 3D ORTHO STUDIO (AGE Solutions®, Pontedera, İtalya) Yazılımında Oluşturulan Üç Boyutlu Şeffaf Plak Modeli

3.2. SONLU ELEMAN ANALİZİNDE KULLANILAN CİHAZ VE YAZILIMLAR

Çalışma modelinin üç boyutlu olarak oluşturulması, üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için; Intel(R) Core(TM) i7-10750H CPU @ 2.60GHz 2.59 GHz işlemciye sahip, 16 GB RAM donanımlı ve Windows 11 Pro işletim sistemi olan bilgisayardan, 3Shape (Trios®, Danimarka) ağız içi tarayıcı ile oluşturulan üç boyutlu modellerden, MAESTRO® 3D ORTHO STUDIO (AGE Solutions®, Pontedera, İtalya) üç boyutlu veri düzenleme yazılımından, SolidWorks 2021 SP5.1 Premium (Dassault Systems®, Fransa), Geomagic Design X 2019.0.2 (3D Systems®, ABD) ve ANSYS WORKBENCH Products 2019.R2(ANSYS®, ABD) analiz yazılımından yararlanılmıştır.

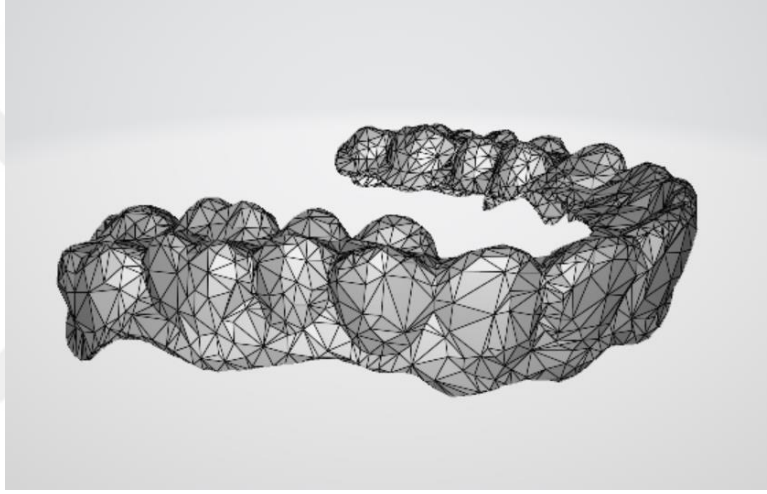
3.3. ÇALIŞMA MODELİNİN OLUŞTURULMASI

Sonlu eleman analizinde kullanılmak üzere incelenecek biyomekanik yapıların geometrik çalışma modelinin elde edilmesi gerekmektedir. Çalışmamızda sonlu eleman analizi gerçekleştirilen tüm senaryolarda şeffaf plak kalınlığı 1 mm olarak belirlenmiştir.

Elde edilen sanal şeffaf plak üç boyutlu modeli sonlu eleman analizi için hazır hale getirilmesi sürecinde Geomagic Design X 2019.0.2(3D Systems®, ABD) yazılımı kullanılarak sonlu eleman analizi için tasarlanacak çalışma modelinin yüzey özellikleri iyileştirildi. Bir .stl formatındaki dosyadan sonlu eleman analizi modellemesi, herhangi bir geometrik yüzey sorunu varsa, simülasyon ağı oluşturma aşaması başarılı olmayacaktır. Bu sebeple model yüzeyindeki

geometrik delikler onarıldı. Eksik taban ağ örgüsü hataları düzeltildi. Model, yüzeydeki tanımsız çokgenler ve tekrarlayan yüzeylerden arındırılarak sonlu eleman analizi için temiz bir çalışma modeli haline getirildi (Şekil 3.3). Çalışma modeli .stl formatında kaydedilerek SolidWorks 2021 SP5.1 Premium (Dassault Systems®, Fransa) yazılımına aktarıldı.

SolidWorks 2021 SP5.1 Premium (Dassault Systems®, Fransa) yazılımında .stl formatındaki dosya ANSYS WORKBENCH Products 2019.R2 (ANSYS®, ABD) yazılımına aktarım için .IGES (Manifold Katı-tip 186) formatında kaydedildi. Böylelikle geometrik yüzey özellikleri tanımlanan model sonlu eleman analizinde materyal özelliklerinin tanımlanabileceği bir solid (katı) model haline getirildi.



Şekil 3.3. Şeffaf plak modelinin ağ yapısının oluşturulması

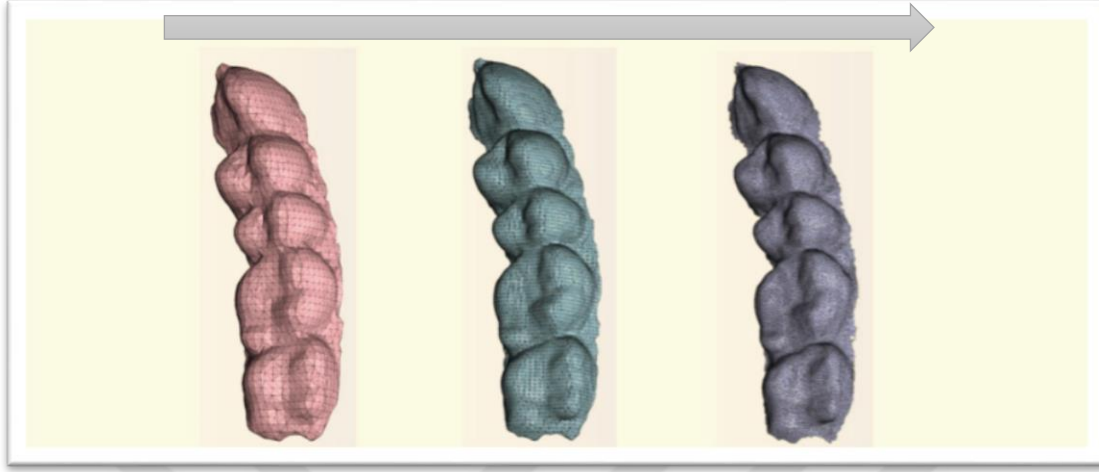
3.4. SONLU ELEMENLAR MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI

3.4.1. Ağ Yapısının Oluşturulması

Ağ Yapısının oluşturulması (matematik model), sonlu elemanlar analizinde problemin parçalara ayrılması ile oluşturulmuş olan modelin basit geometrik şekle sahip sonlu sayıda elemana bölünmesi ile gerçekleştirilmektedir. Geometrik modeller sonlu elemanlar programları kullanılarak ağ yapılarına dönüştürülmektedir(82).

Bu tez çalışmasında MAESTRO® 3D ORTHO STUDIO (AGE Solutions®, Pontedera, İtalya) yazılımı ile elde edilen üç boyutlu şeffaf plak model, ANSYS WORKBENCH Products 2019.R2 (ANSYS®, ABD) analiz programı kullanılarak üç boyutlu ağ yapısı düzenlenmiştir.

Ağ yapısının oluşturulmasıyla çalışma modeli sonlu elemanlar stres analizi işlemi için hazır hale getirilmiştir. Böylece sonlu eleman analizi gerçekleştirilmek üzere ağ son halini alır.



Şekil 3.4. Daha çok doğruluk ve daha çok simülasyon süresi

Ağ yapısının oluşturulmasında elemanlar atanırken farklı geometrilere (dört düğümlü, yedi düğümlü gibi) elemanlar kullanılır. Daha çok sayıda eleman ve düğüm sayısı tanımlanmasıyla, mikro düzeyde kuvvetin daha iyi analizine imkân tanınırken elemanlar arası etkileşimi artırır, aynı zamanda sonuçları daha güçlü kılar. Tanımlanan elemanların dizilişi de bu aşamada belirlenir, verilen işlenmesi açısından elemanların düzgün sıralanması önemlidir. Düzensiz dizilen elemanlar hatalı sonuçlar ve denklemler üretir.

Çalışma modelinin kompleksitesini aşırı derecede basit denklemlere indirgenmesi ile sonuçlanacağından, bir ve iki boyutlu elemanların kullanımından kaçınılır. Bu sebeple genellikle günümüzde, 4, 5, 6, 8 ve 10 düğümlü modeller tercih edilir.

Yapı içerisindeki eleman sayısının artışıyla birlikte düğüm sayısı da aynı oranda artmaktadır. Düğüm sayısı denklemin kompleksitesini artırarak, analiz sonuçlarını daha gerçekçi kılmakta ve daha güvenilir bir hal almasını sağlamaktadır (Şekil 3.4).

Bu tez çalışmasında gerçekleştirilen senaryolarda quadratik tetrahedral (10 düğümlü) elemanlar kullanılmıştır. Senaryolarda tanımlanan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Çalışmamızda toplam 6 farklı senaryo gerçekleştirilmiştir. 1. Senaryoda Dental LT® (FormLABS) reçinesiyle üretilen şeffaf plak modeli üzerinde 11-12-21-22 nolu dişler hizasında

kuvvet uygulanmıştır. 2. Senaryoda 13 nolu diş hizasında ve 3. Senaryoda 16 nolu diş hizasında şeffaf plak üzerine okluzal kuvvetler verilen kuvvet/zaman grafiğine göre uygulanmıştır. 4. Senaryoda Duran (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya) şeffaf plak materyali ile üretilen model üzerinde 11-12-21-22 nolu kesici dişler hizasından, 5. senaryoda 13 nolu diş hizasından ve 6. Senaryoda 16 nolu dişler hizasından okluzal kuvvetler verilen kuvvet/zaman grafiğine göre uygulanmıştır.

Tablo 3.1. Senaryolarda Kullanılan Düğüm ve Eleman Sayıları

Senaryolar	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Senaryo 1	51679	25446
Senaryo 2	51608	25411
Senaryo 3	51489	25324
Senaryo 4	51679	25446
Senaryo 5	51608	25411
Senaryo 6	51489	25324

3.4.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Ağ yapısı oluşturulan şeffaf plak modellerinin hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. ANSYS WORKBENCH Products 2019.R2 (ANSYS®, ABD) analiz programından yararlanılarak fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal özellikleri (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri program üzerinde tanımlanmıştır.

Materyalin homojen olması, yapısal mekanik özelliklerinin sonlu eleman analizindeki tüm elemanlarda benzer olduğunu gösterir. İzotropik olması ise, elemanların materyal özelliklerinin her yönde aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Lineer elastisite; yapının deformasyonunun veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında orantısal olarak değişim göstermesidir. Malzemelerin mekanik özelliklerinin homojen ve izotropik olduğu varsayılmıştır. Karşılaştırılan farklı fiziksel özellikteki şeffaf plak materyalleri Tablo 3.2’de verilmiştir. Materyallerin fiziksel özellik değerleri diğer araştırmacıların yaptıkları çalışmadaki kullanılan materyal özellikleri değerleri ile örtüşmektedir(88,89).

Tablo 3.2. Kullanılan Şeffaf Plak Materyallerinin Fiziksel Özellikleri

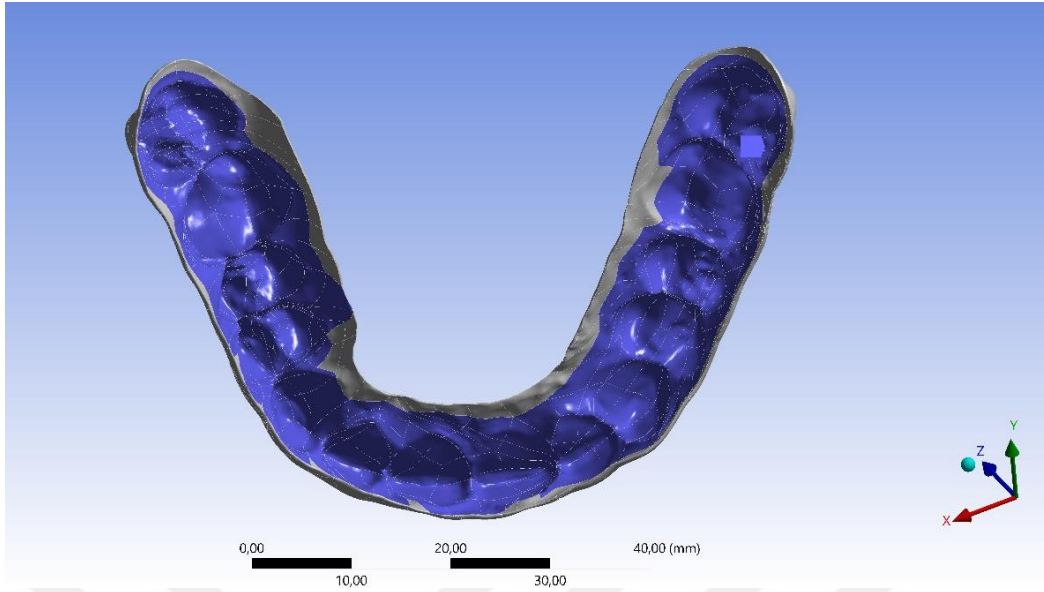
Şeffaf Plak Materyali	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Kütle Yoğunluğu (kg/m ³)	Basınç Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)
DURAN (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya)	2200	0,37	1270	92,9	2,65
Dental LT® Şeffaf Reçine (FormLABS, ABD)	2060	0,35	1200	342	211

3.4.3. Sınır Koşullarının Tanımlanması ve Uygulanması

Maksiller model üst bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da ''0'' harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Kuvvet uygulandığında maksilla modeli ve şeffaf plak modeli bu bölgelerden destek almaktadır. Analizin gerçekleşeceği alandan uzakta seçilen destek düzlemleri deneyin doğruluğu açısından önem taşımaktadır.

Bu tez çalışmasında uygulanan kuvvetler sadece basınç yönünde çalışan mesnetleme yapılarak gerçekleştirilmiştir. Deney çekme yönündeki kuvvetler açısından sınırlandırılmıştır.

Maksiller model ve şeffaf plak modeli dişlerin çiğneyici yüzeylerine yakın bölgelerde pasif temas halinde birbiriyle örtüşecek şekilde modellenmiştir. Şekil 3.5'de seçilen temas alanları gösterilmiştir.

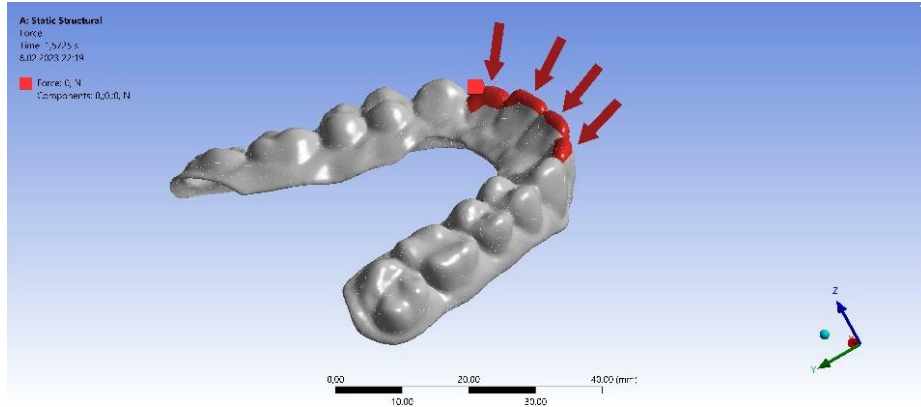


Şekil 3.5. Şeffaf Plak Modeli Mesnet Alanları

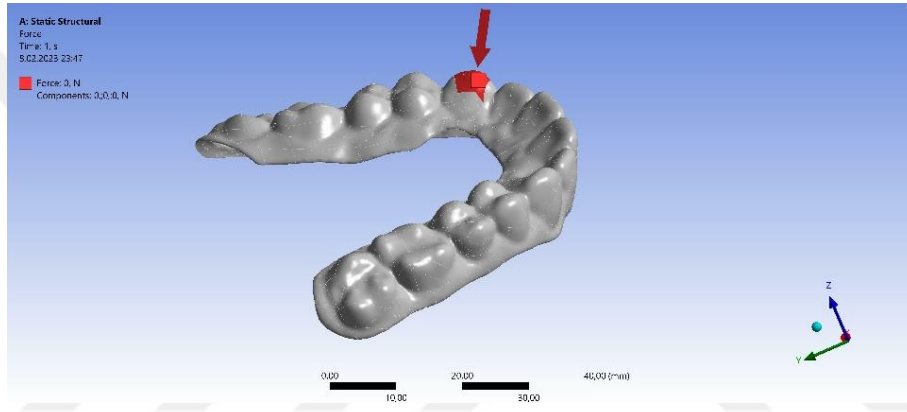
3.4.4. Okluzal Kuvvetlerin Tanımlanması

Gerçekleştirilen sonlu eleman analizinde uygulanan kuvvetler Jindal(88) ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada verilen çiğneme kuvveti paterninde uygulanmıştır. 0-30 saniye aralığında ilk 5 saniye boyunca '0'N (Newton) olarak seyreden çiğneme kuvveti 6. Saniyede 450N(Newton) büyüklüğüne ulaşır. 7. saniyede 550N değerine ulaşır ve 8. Saniyede maksimum değer olan 600N'luk bir çiğneme kuvveti görülmektedir. Bu siklus Şekil 3.9'da gösterilmiştir. Aynı çalışmada yazarlar alt şeffaf plak modeli üzerinde molar dişlerin merkezi fossaları, kanin dişlerin tüberkül tepeleri, ve kesici dişler için insizal kenarlarda seçilen yüzey elemanları hizalarından kuvvet uygulamışlardır, çalışmamızda benzer şekilde kesici dişlerin insizal kenarları (Şekil 3.6), kanin dişlerin tüberkül tepeleri (Şekil 3.7) ve okluzal temasların karşılık geldiği üst birinci molar dişlerin palatinal tüberkülleri (Şekil 3.8) kuvvet uygulanma alanları olarak seçilmiştir.

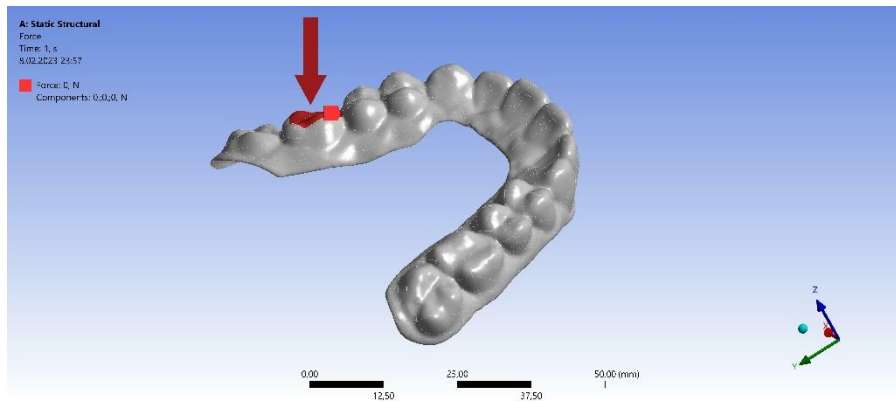
Okluzal kuvvet uygulanmasıyla şeffaf plak modelleri üzerinde gerçekleşen deformasyon bulguları şekillerle görselleştirilmiştir. Kırmızı alanlar boyutsal değişimlerin yüksek olduğu alanları gösterirken, mavi alanlar boyutsal değişimlerin en düşük olduğu alanları göstermekte, yeşil veya sarı alanlar belirtilen eksen yönündeki düşük boyutsal değişim miktarlarını göstermektedir.



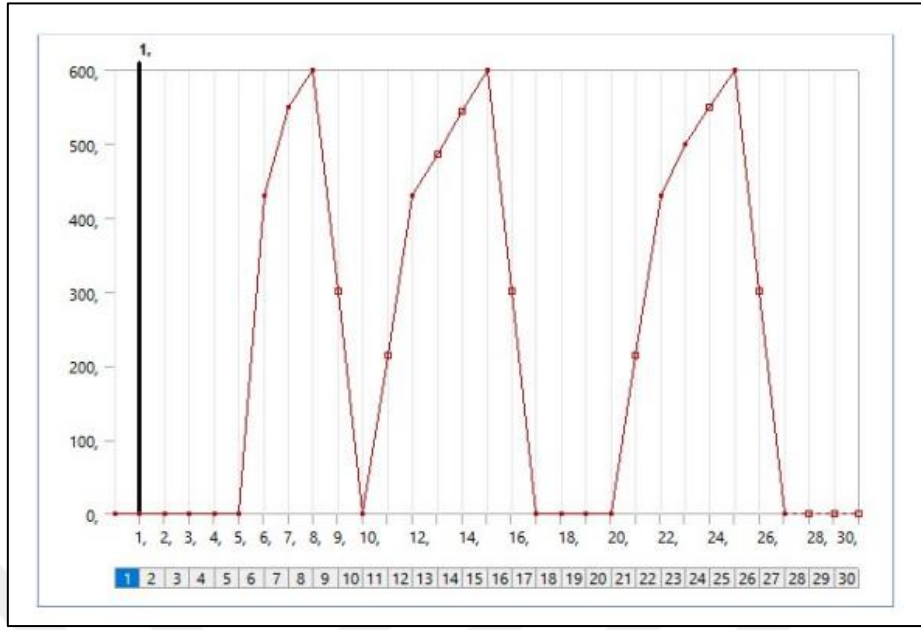
Şekil 3.6. Senaryo 1 Ve Senaryo 4 İçin Kuvvet Uygulama Alanları



Şekil 3.7. Senaryo 2 Ve Senaryo 5 İçin Kuvvet Uygulama Alanları



Şekil 3.8. Senaryo 3 ve Senaryo 6 İçin Kuvvet Uygulama Alanları



Şekil 3.9. Çiğneme Kuvveti-Süre Grafiği

4. BULGULAR

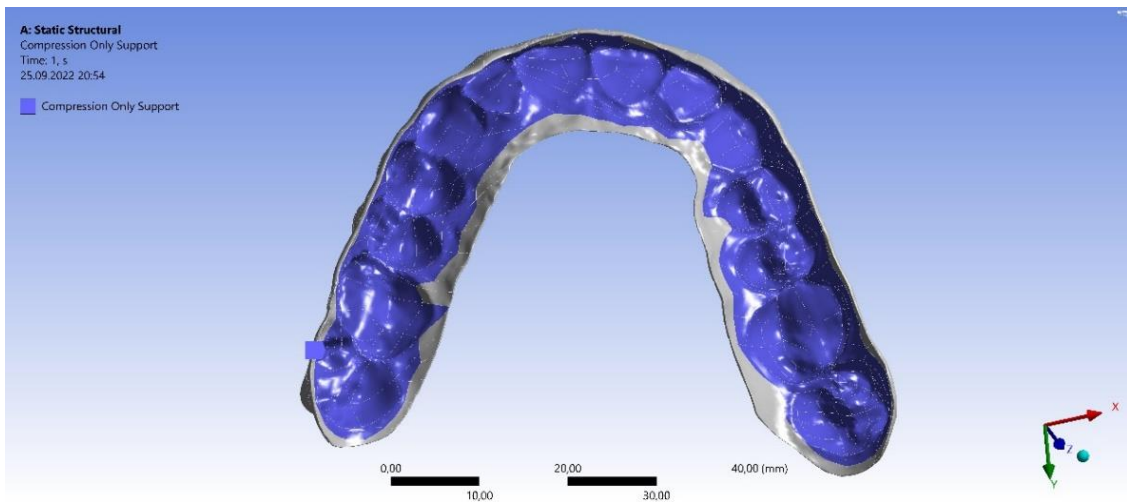
İki farklı üretim tekniği ile üretilen üst çene şeffaf plak materyallerinin okluzal kuvvetler altındaki boyutsal değişimlerinin ve stres alanlarının incelenmesi için plaklar üzerindeki Von Mises stres dağılımları ve boyutsal değişimleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular kuvvetin uygulanma süresi boyunca elde edilen değerleri göstermektedir.

Çalışmamızda boyutsal değişim miktarları milimetre (mm), stres değerleri ise N/mm² ölçü birimleri ile ifade edilmiştir. Sonlu eleman analizi sonucu elde edilen görselleştirmeler yer değiştirme miktarı ve stres değerleri, gerçekleştirilen her senaryo için ayrı başlıklar altında renk haritalı şekilleri ile gösterilmiştir.

Kuvvet uygulama süresi boyunca her bir saniyelik periyotlarla oluşan boyutsal değişimler ve tüm plak yüzeyinde görülen maksimum deformasyon alanları ifade edilmiştir. Uygulanan maksimum kuvvet anında gerçekleşen maksimum Von Mises stres değerleri tüm senaryolar için ayrı ayrı gösterilmiştir. Ayrıca tüm senaryolarda 11,13 ve 16 nolu dişlerde görülen maksimum Von Mises stres değerleri belirtilmiştir.

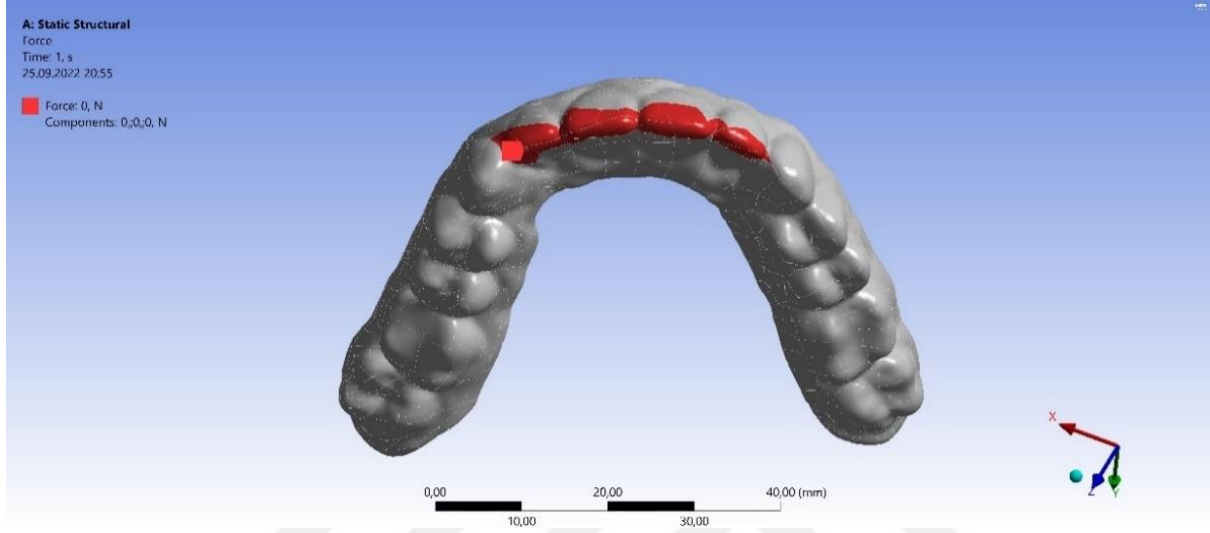
4.1. BİRİNCİL MODEL ÜZERİNDE GERÇEKLEŞTİRİLEN ANALİZE AİT BULGULAR

4.1.1. Birinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler



Şekil 4.1. Birinci Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi

Birinci kuvvet uygulama senaryosunda Dental LT® şeffaf reçine kullanılarak direkt üç boyutlu baskı ile üretilen şeffaf plağın mesnetlenmesi Şekil 4.1’de gösterilmiştir. Bu mesnetleme işlemi ile typodont üst çene modelinin şeffaf plakla olan teması ANSYS WORKBENCH Products 2019.R2 (ANSYS®, ABD) yazılımı üzerinde destek yüzey alanları sayesinde oluşturulmuştur.



Şekil 4.2. Birinci Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları

Senaryo 1’de okluzal kuvvetler 11-12-21-22 nolu dişlerin insizal kenarları hizasından uygulanmıştır. Kuvvet uygulama alanlarından Şekil 4.2’de gösterilen elemanlar üzerinden gerçekleştirilmiştir.

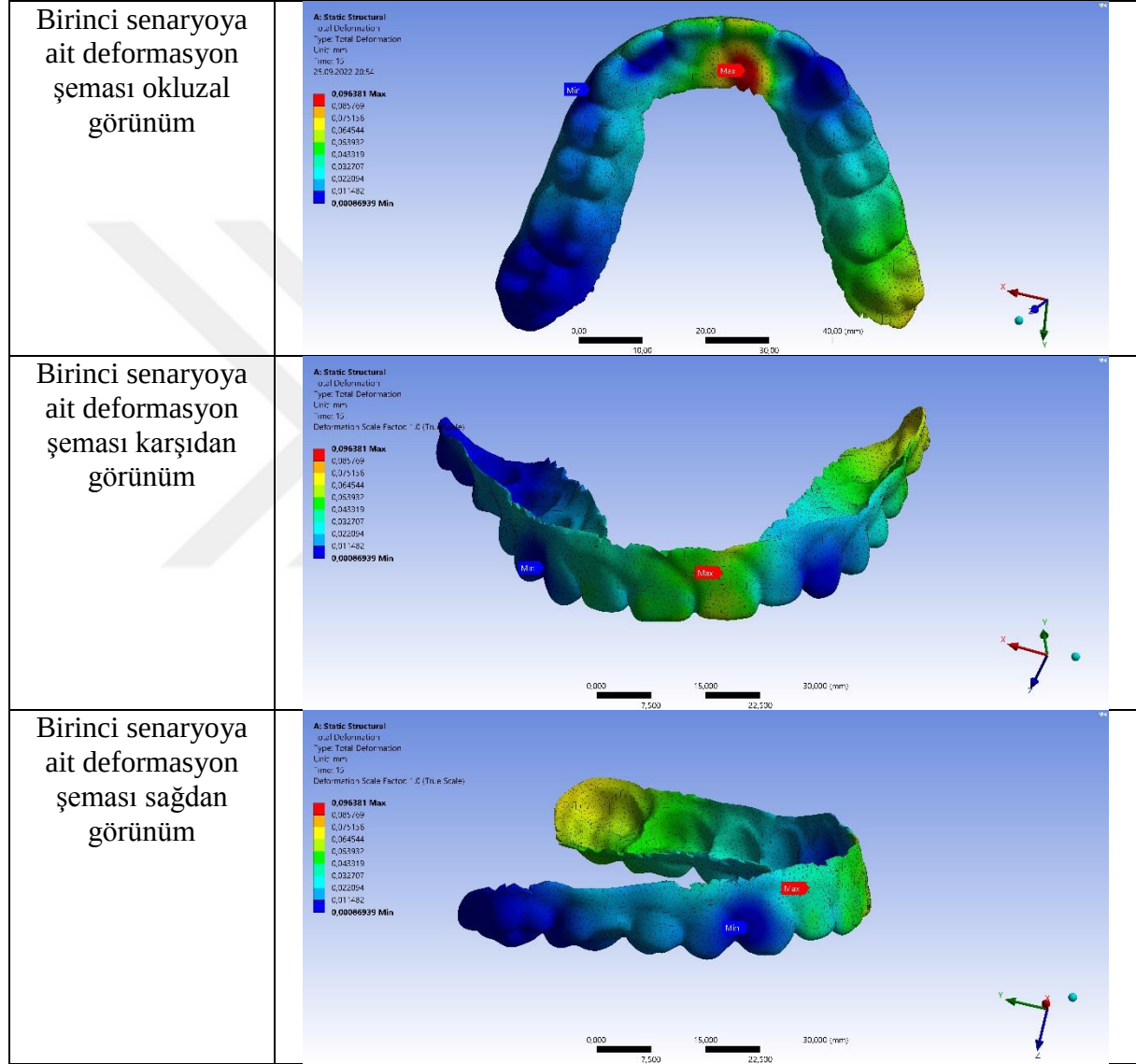
Senaryo 1’de görülen maksimum deformasyon 0,0963 mm olarak görülmüştür. Keser dişler hizasında şeffaf plak üzerinde uygulanan kuvvet, 15. Saniyede 600N (Newton) büyüklüğüne ulaştığında en büyük deformasyon bulgusu saptanmış olup, lokalizasyonu keser dişlerin palatinal hizasındadır (Şekil 4.3).

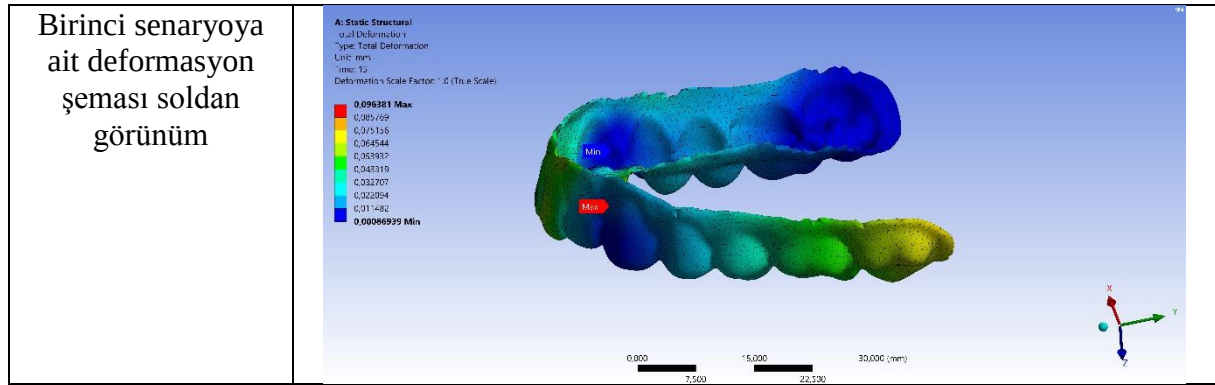
Maksimum Von Mises gerilimi birinci senaryoda keser dişlerin insizal sınırında görülmüştür. Ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 53,854 MPa(N/mm²)’dir. Kesici dişlerin insizal kenarlarından kole bölgesine görülen stres değeri azalmaktadır (Şekil 4.4).

Senaryo 1’de şeffaf plağın 11 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi insizal kenar hizasındadır ve büyüklüğü 40,728 MPa’dır. 13 nolu diş için görülen maksimum

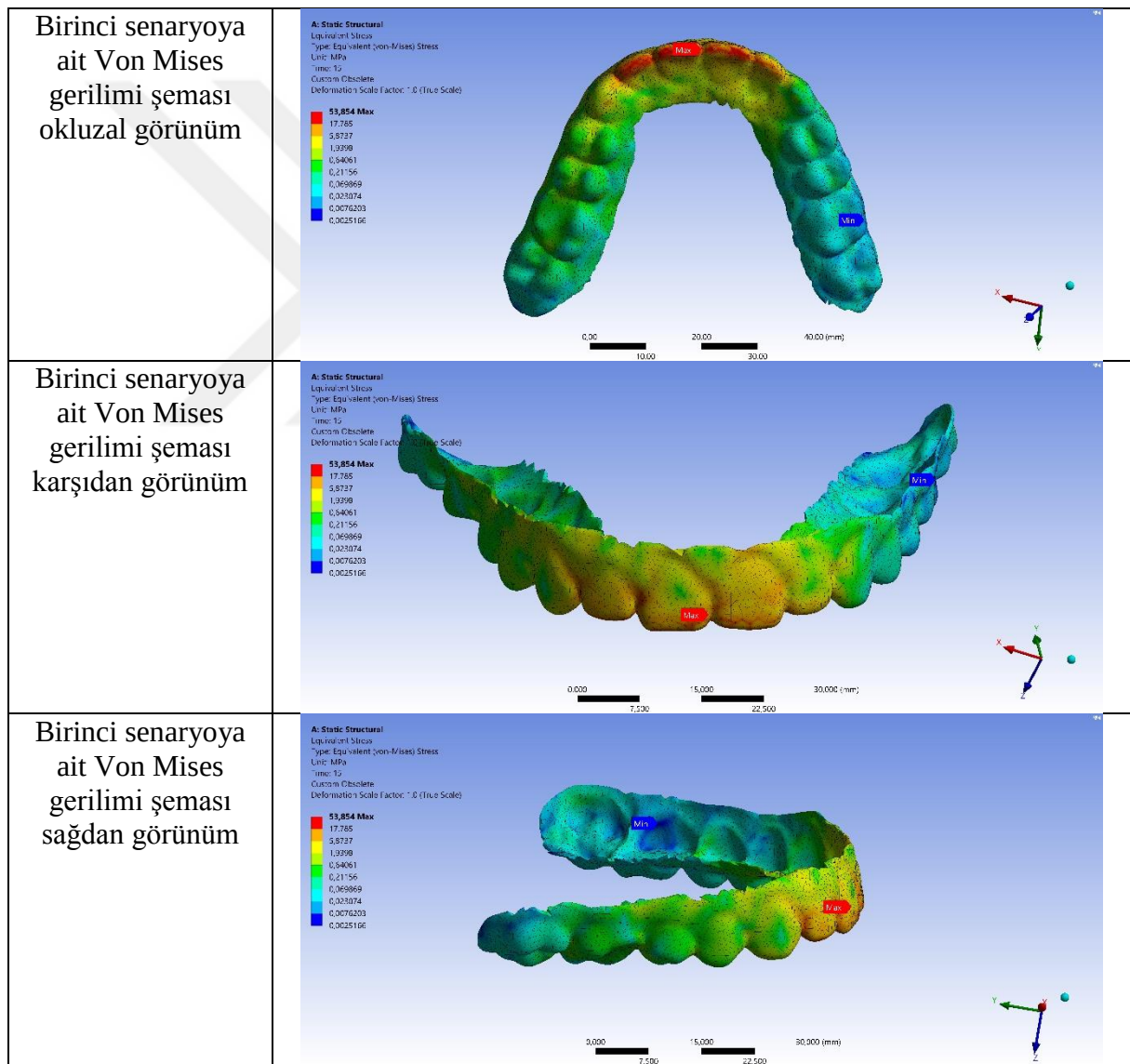
Von Mises gerilimi mezyal sınırdadır. Büyüklüğü 20,032 MPa'dır. 16 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi 0,982 MPa'dır (Şekil 4.5).

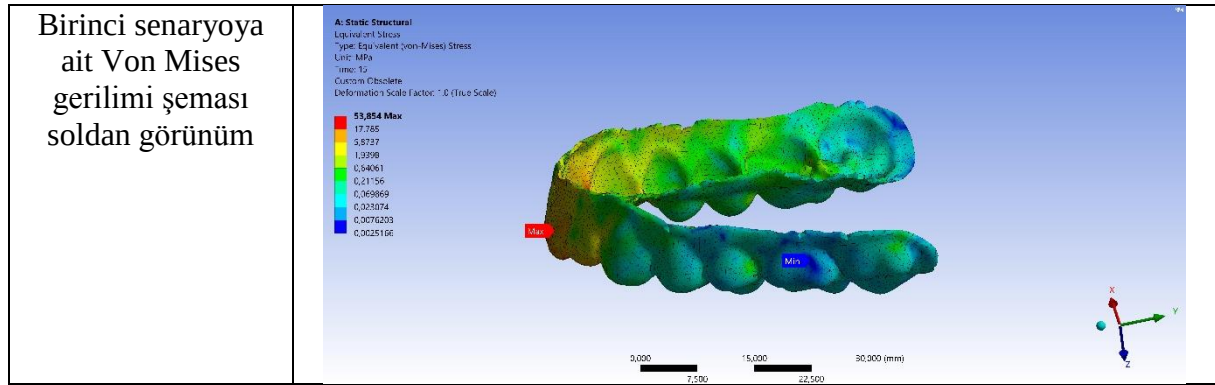
Birinci senaryoya ait 0-30 saniye arasındaki tüm deformasyon değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir. Elde edilen verilere ait deformasyon grafiği Şekil 4.6'da sunulmuştur.



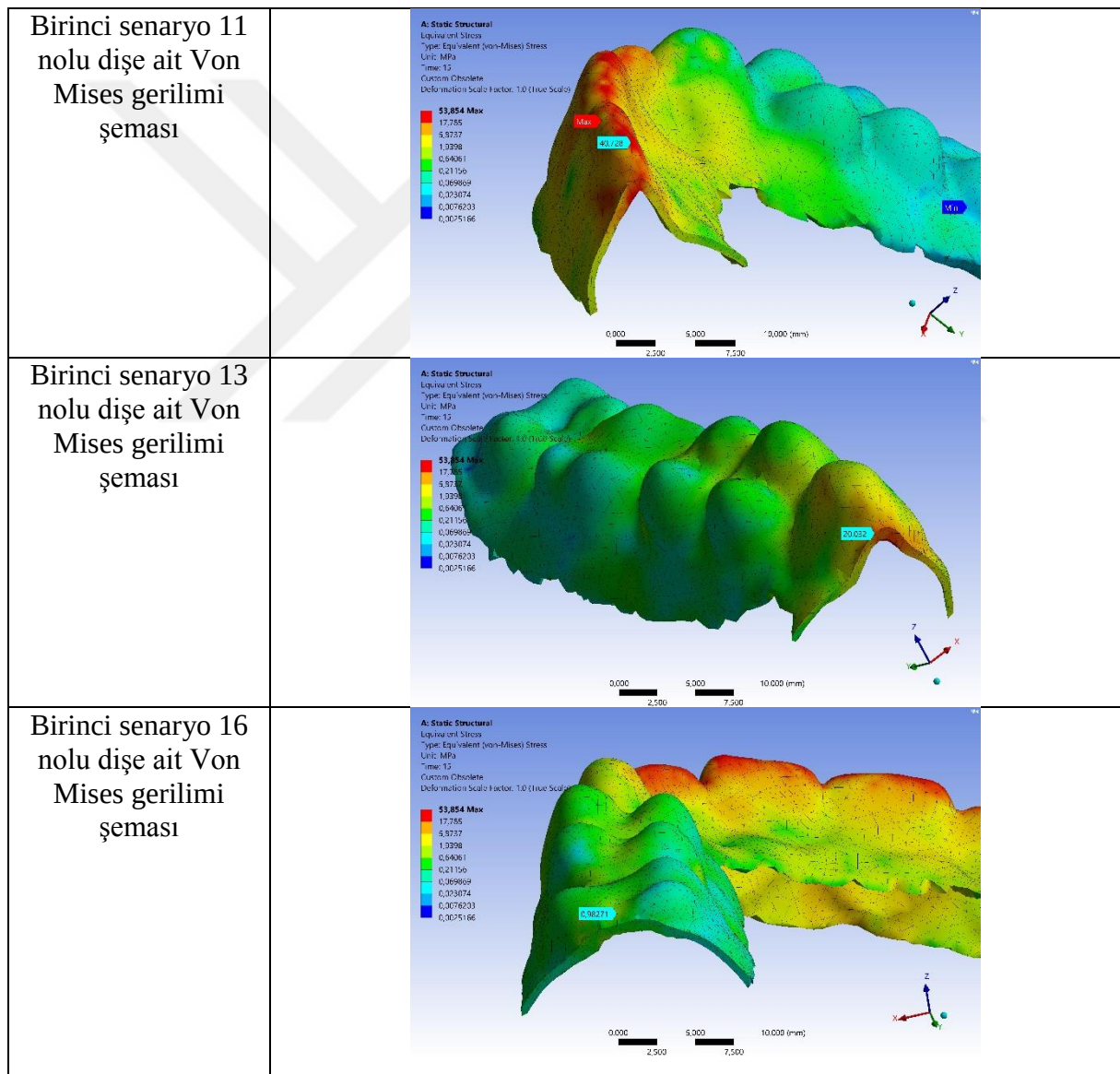


Şekil 4.3. Birinci Senaryoya Ait Deformasyon Şeması





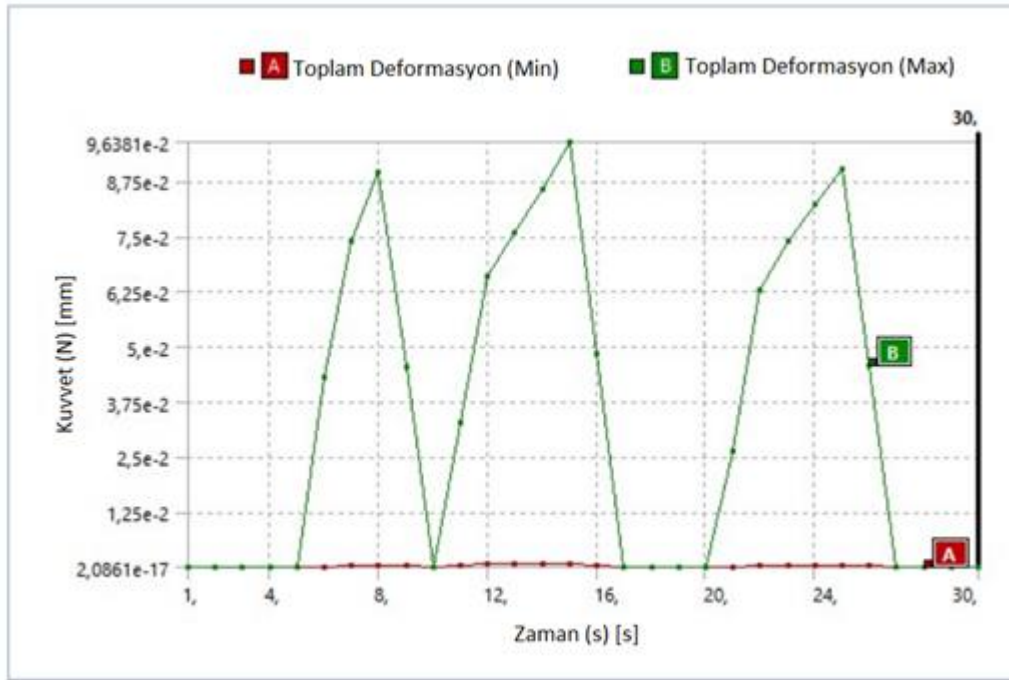
Şekil 4.4. Birinci Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması



Şekil 4.5. Birinci Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hızasındaki Von Mises Gerilim Şeması

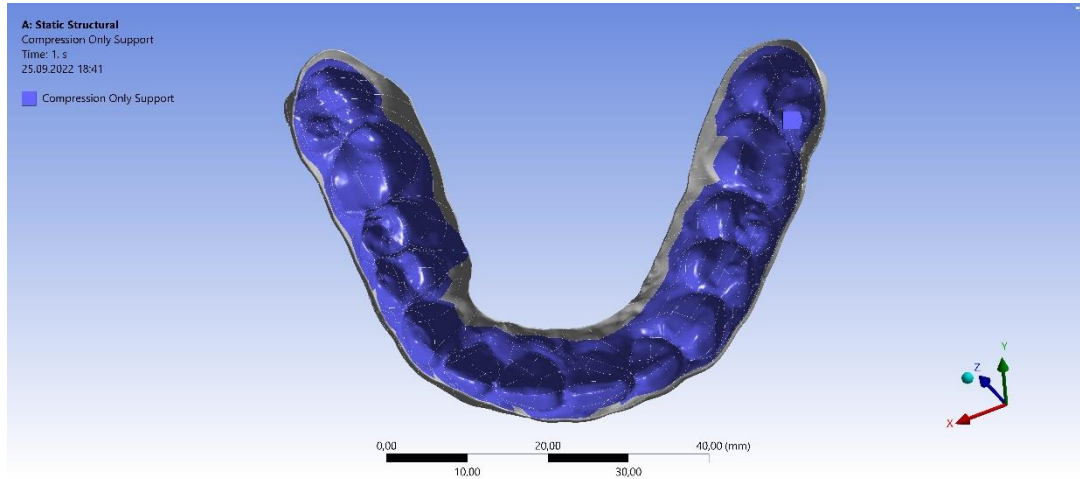
Tablo 4.1. Birinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları

Saniye (s)	Minimum Deformasyon(mm)	Maksimum Deformasyon(mm)	Ortalama Deformasyon(mm)
1	4,49E-17	1,25E-14	1,90E-15
2	6,24E-17	1,19E-14	2,73E-15
3	6,22E-17	1,15E-14	3,67E-15
4	3,42E-16	1,21E-14	4,55E-15
5	5,72E-16	1,26E-14	5,41E-15
6	8,00E-05	4,30E-02	7,51E-03
7	4,55E-04	7,40E-02	1,40E-02
8	4,16E-04	8,96E-02	1,84E-02
9	4,07E-04	4,54E-02	9,95E-03
10	2,08E-13	2,34E-11	5,14E-12
11	2,94E-04	3,26E-02	7,05E-03
12	5,96E-04	6,60E-02	1,57E-02
13	6,86E-04	7,59E-02	1,92E-02
14	7,75E-04	8,58E-02	2,26E-02
15	8,69E-04	9,63E-02	2,72E-02
16	4,36E-04	4,83E-02	1,37E-02
17	1,26E-13	1,42E-11	4,05E-12
18	1,51E-16	1,20E-14	2,95E-15
19	8,49E-17	1,47E-14	3,35E-15
20	1,97E-16	2,01E-14	3,74E-15
21	3,55E-05	2,62E-02	4,10E-03
22	3,35E-04	6,29E-02	1,13E-02
23	3,97E-04	7,40E-02	1,42E-02
24	4,80E-04	8,21E-02	1,66E-02
25	5,50E-04	9,03E-02	1,88E-02
26	2,25E-04	4,55E-02	9,85E-03
27	1,78E-13	3,60E-11	7,80E-12
28	8,74E-17	2,12E-14	5,01E-15
29	2,08E-17	2,00E-14	3,40E-15
30	5,20E-17	1,95E-14	3,49E-15

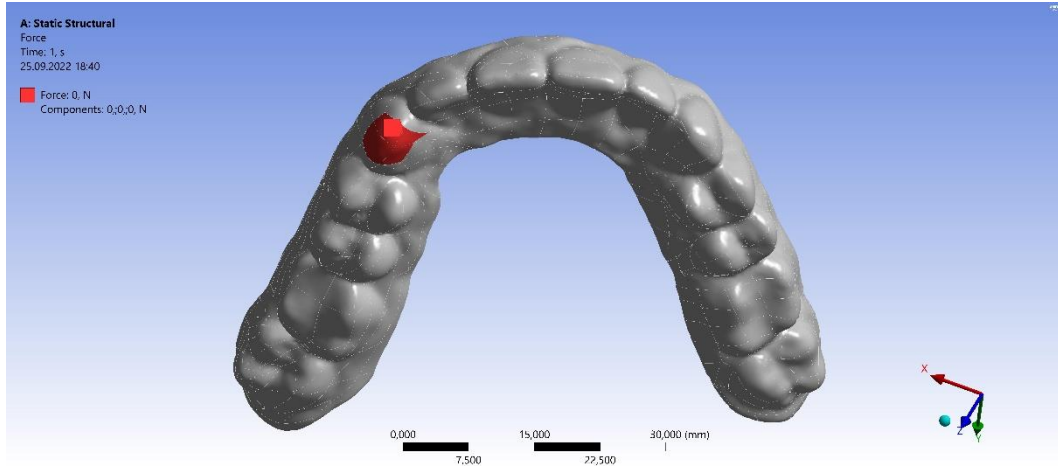


Şekil 4.6. Birinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği

4.1.2. İkinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler



Şekil 4.7. İkinci Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi



Şekil 4.8. İkinci Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları

Senaryo 2’de okluzal kuvvetler 13 nolu dişin tüberkül hizasından uygulanmıştır. Şekil 4.7’de gösterilen alanlardan mesnetlenmesi gerçekleştirilen modelde, kuvvet uygulama Şekil 4.8’de gösterilen elemanlar üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Senaryo 2’de görülen maksimum deformasyon miktarı 0,24076 mm olarak hesaplanmıştır. 13 nolu diş hizasında şeffaf plak üzerinde uygulanan kuvvet, 15. saniyede 600N(Newton) büyüklüğüne ulaştığında en büyük deformasyon bulgusu saptanmış olup, lokalizasyonu 27 nolu dişin bukkal yüzünde gingival sınırda saptanmıştır. Bu bölgede distal yönde deformasyon miktarı artmaktadır (Şekil 4.9).

Maksimum Von Mises gerilimi ikinci senaryoda kanin dişin insizal kenar bölgesinde görülmüştür. Ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 117,40 MPa (N/mm²)’dır. Kanin dişin insizal kenarlarından kole bölgesine doğru gidildikçe görülen stres değeri azalmaktadır(Şekil 4.10).

Senaryo 2’de şeffaf plağın 11 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi distal kenar hizasındadır ve büyüklüğü 7,29 MPa’dır. 13 nolu diş için ölçülen Von Mises gerilimi tüberkül tepesinde yoğunlaşmıştır. Büyüklüğü 117,40 MPa’dır. 16 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi 3,82 MPa’dır(Şekil 4.11).

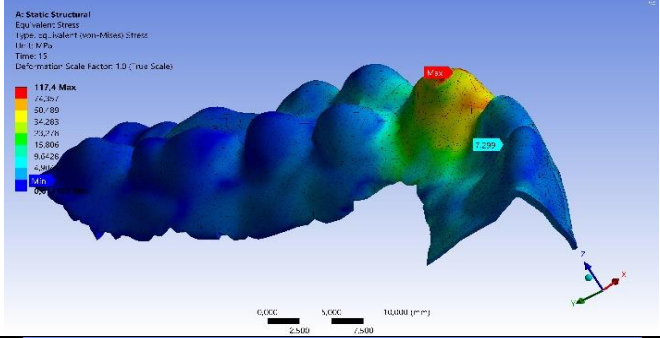
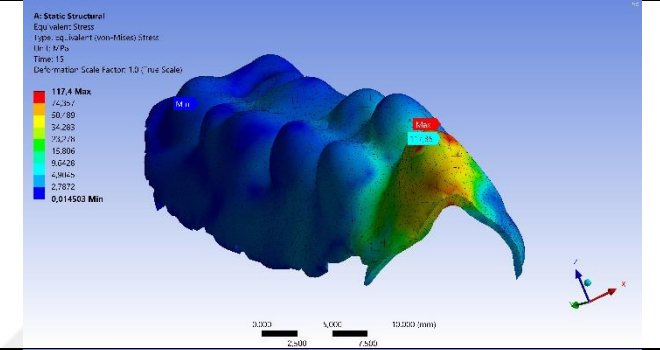
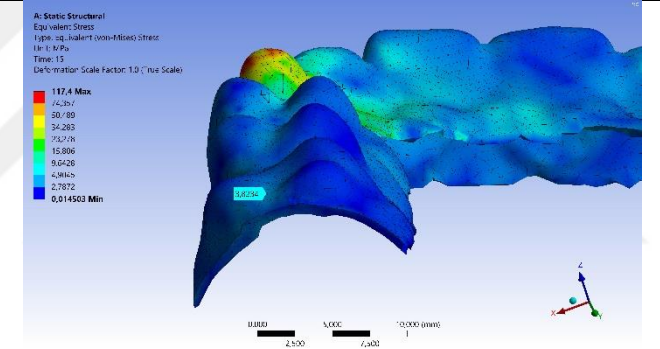
İkinci senaryoya ait 0-30 saniye arasındaki tüm deformasyon değerleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Elde edilen verilere ait deformasyon grafiği Şekil 4.12’de sunulmuştur.

İkinci senaryoya ait deformasyon şeması okluzal görünüm	
İkinci senaryoya ait deformasyon şeması karşıdan görünüm	
İkinci senaryoya ait deformasyon şeması sağdan görünüm	
İkinci senaryoya ait deformasyon şeması soldan görünüm	

Şekil 4.9. İkinci senaryoya deformasyon şeması

İkinci senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması okluzal görünüm	A: Static Structural Equivalent Stress Type: Equivalent (von-Mises) Stress Unit: MPa Time: 15 Deformation Scale Factor: 1.0 (True Scale) 117.4 Max 74.357 50.409 34.263 23.378 15.906 9.6478 1.9045 2.7872 0.014503 Min 0.000 7.500 15.000 30.000 (mm)
İkinci senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması karşıdan görünüm	A: Static Structural Equivalent Stress Type: Equivalent (von-Mises) Stress Unit: MPa Time: 15 Deformation Scale Factor: 1.0 (True Scale) 117.4 Max 74.357 50.409 34.263 23.378 15.906 9.6478 1.9045 2.7872 0.014503 Min 0.000 7.500 15.000 30.000 (mm)
İkinci senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması sağdan görünüm	A: Static Structural Equivalent Stress Type: Equivalent (von-Mises) Stress Unit: MPa Time: 15 Deformation Scale Factor: 1.0 (True Scale) 117.4 Max 74.357 50.409 34.263 23.378 15.906 9.6478 1.9045 2.7872 0.014503 Min 0.000 10.000 20.000 (mm)
İkinci senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması soldan görünüm	A: Static Structural Equivalent Stress Type: Equivalent (von-Mises) Stress Unit: MPa Time: 15 Deformation Scale Factor: 1.0 (True Scale) 117.4 Max 74.357 50.409 34.263 23.378 15.906 9.6478 1.9045 2.7872 0.014503 Min 0.000 10.000 20.000 (mm)

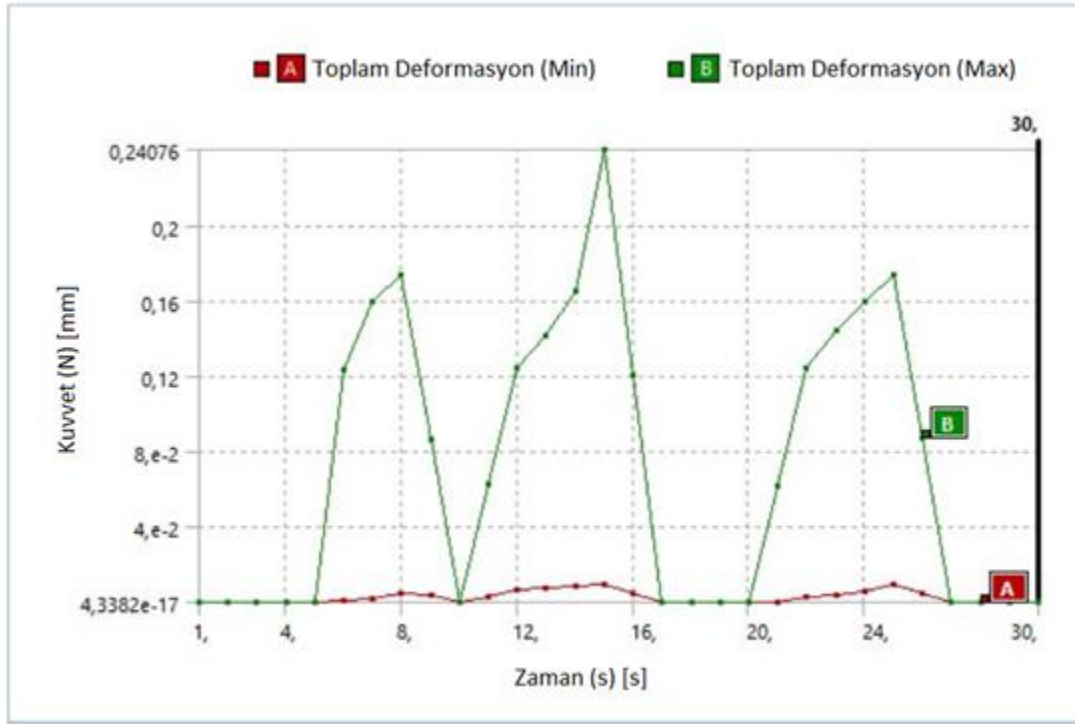
Şekil 4.10. İkinci senaryoya ait Von Mises gerilim şeması

İkinci senaryo 11 nolu dişe ait Von Mises gerilimi şeması	
İkinci senaryo 13 nolu dişe ait Von Mises gerilimi şeması	
İkinci senaryo 16 nolu dişe ait Von Mises gerilimi şeması	

Şekil 4.11. İkinci Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hizasındaki Von Mises Gerilim Şeması

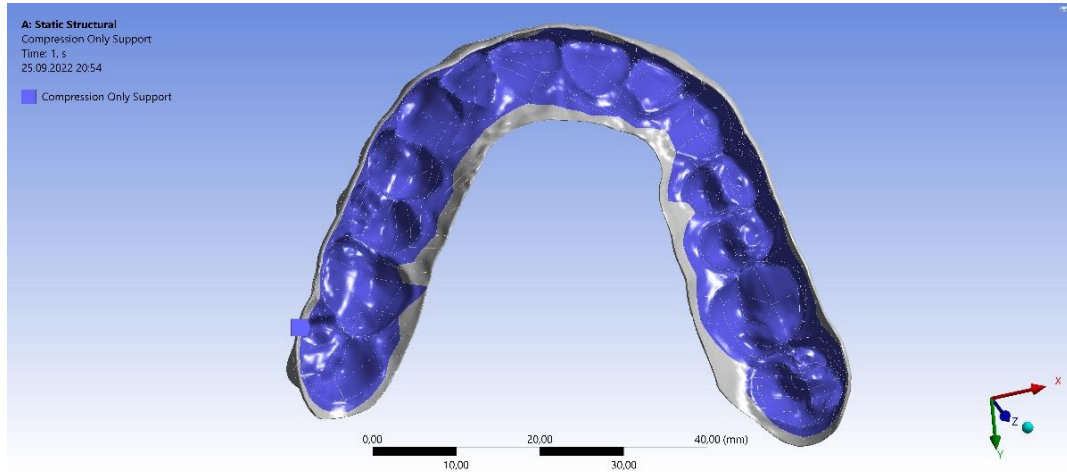
Tablo 4.2. İkinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları

Zaman [s]	Minimum [mm]	Maksimum [mm]	Ortalama [mm]
1	4,34E-17	9,92E-15	1,88E-15
2	8,97E-17	1,15E-14	2,70E-15
3	2,34E-16	1,26E-14	3,75E-15
4	3,13E-16	1,31E-14	4,85E-15
5	4,96E-16	1,37E-14	5,86E-15
6	5,85E-04	0,12414	2,90E-02
7	1,98E-03	0,1594	4,18E-02
8	4,75E-03	0,17402	4,80E-02
9	3,93E-03	8,70E-02	2,50E-02
10	1,09E-12	2,42E-11	6,94E-12
11	2,72E-03	6,24E-02	1,88E-02
12	7,06E-03	0,12502	4,66E-02
13	8,06E-03	0,14157	6,07E-02
14	9,00E-03	0,16515	7,06E-02
15	9,94E-03	0,24076	9,02E-02
16	4,97E-03	0,12097	4,52E-02
17	1,63E-12	3,97E-11	1,49E-11
18	1,32E-15	9,71E-12	3,14E-13
19	7,88E-17	9,74E-12	5,16E-14
20	5,62E-17	9,74E-12	4,63E-14
21	3,21E-05	6,18E-02	1,22E-02
22	2,47E-03	0,12446	3,19E-02
23	3,36E-03	0,14489	3,89E-02
24	5,66E-03	0,15947	4,47E-02
25	9,38E-03	0,17403	5,05E-02
26	4,94E-03	8,72E-02	2,86E-02
27	2,55E-12	4,50E-11	1,48E-11
28	9,32E-16	9,71E-12	2,98E-13
29	7,12E-17	9,73E-12	5,53E-14
30	1,23E-16	9,72E-12	4,76E-14

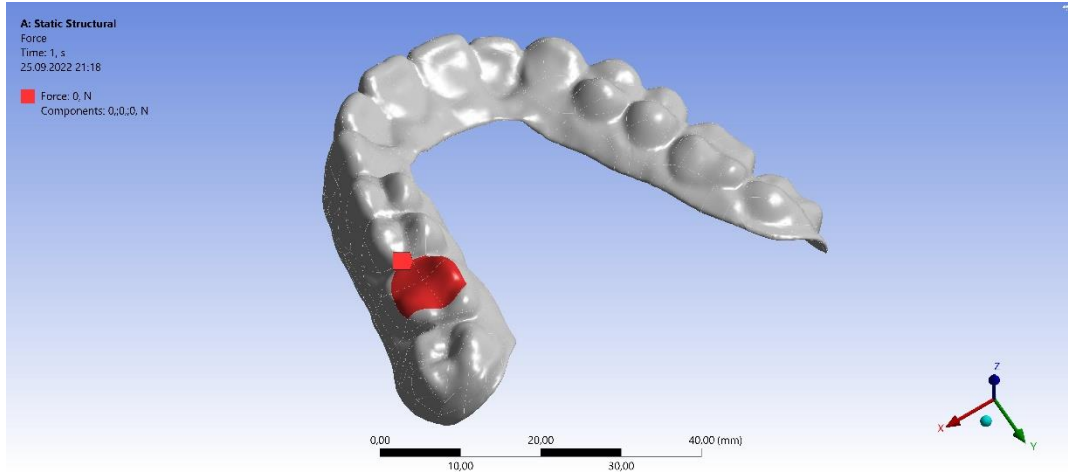


Şekil 4.12. İkinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği

4.1.3. Üçüncü Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler



Şekil 4.13. Üçüncü Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi



Şekil 4.14. Üçüncü Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları

Senaryo 3’de okluzal kuvvetler 16 nolu dişin okluzal hizasından uygulanmıştır. Şekil 4.13’de gösterilen alanlardan mesnetlenmesi gerçekleştirilen modelde, kuvvet uygulanması Şekil 4.14’de gösterilen elemanlar üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Senaryo 3’de görülen maksimum deformasyon miktarı 0,51949 mm olarak hesaplanmıştır. 16 nolu diş hizasında şeffaf plak üzerinde uygulanan kuvvet, 15. saniyede 600N(Newton) büyüklüğüne ulaştığında en büyük deformasyon bulgusu saptanmış olup, lokalizasyonu 17 nolu dişin distobukkal gingival sınırda saptanmıştır. Bu bölgede distobukkal tüberkül hizasında deformasyon miktarı artmaktadır (Şekil 4.15).

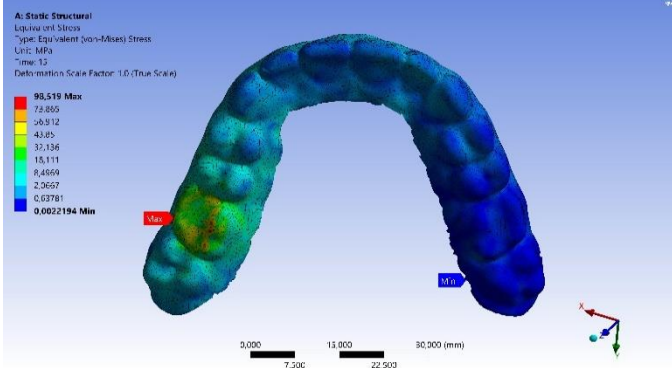
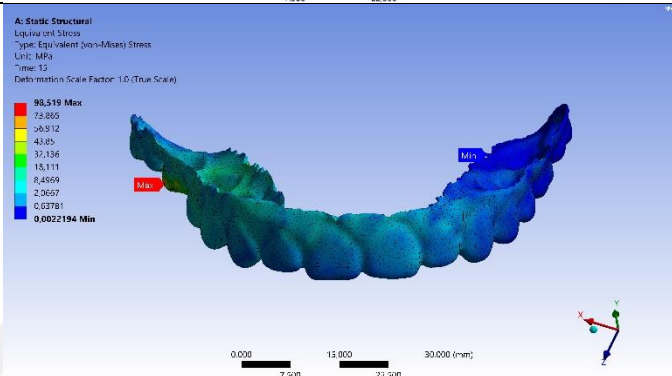
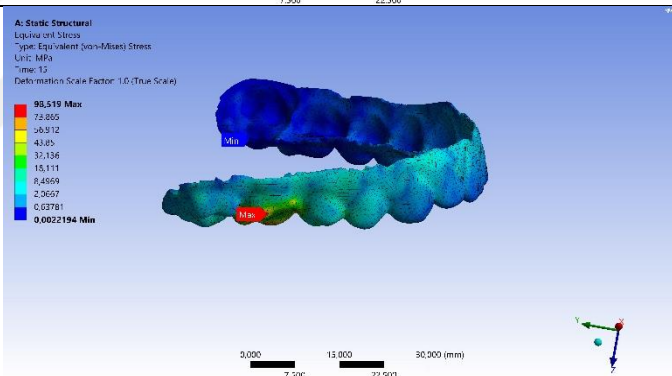
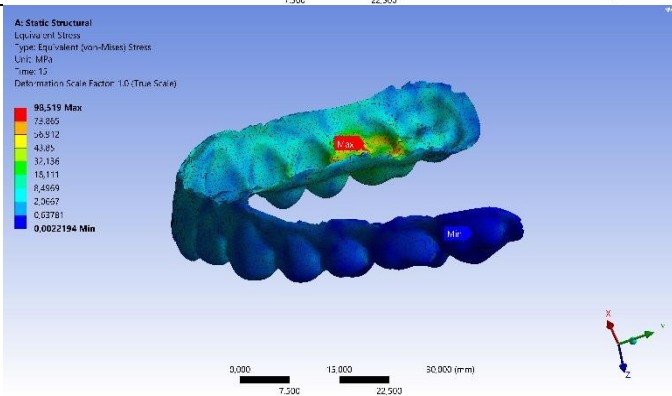
Maksimum Von Mises gerilimi üçüncü senaryoda 16 nolu dişin distobukkal tüberkülün bukkal yüzeyinde görülmüştür. Ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 98,519 MPa (N/mm²)’dır. Ayrıca 16 nolu dişin palatinal tüberkül tepesinde artan Von Mises stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.16).

Senaryo 3’te şeffaf plağın 11 nolu diş bölgesi için görülen maksimum Von Mises gerilimi mezyal kenar hizasındadır ve büyüklüğü 4,16 MPa’dır. 13 nolu diş için ölçülen Von Mises gerilimi 6,195 MPa’dır. 16 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi 98,519 MPa’dır ve aynı dişte tüberkül tepeleri üzerinde daha yüksek gerilim alanları saptanmaktadır (Şekil 4.17).

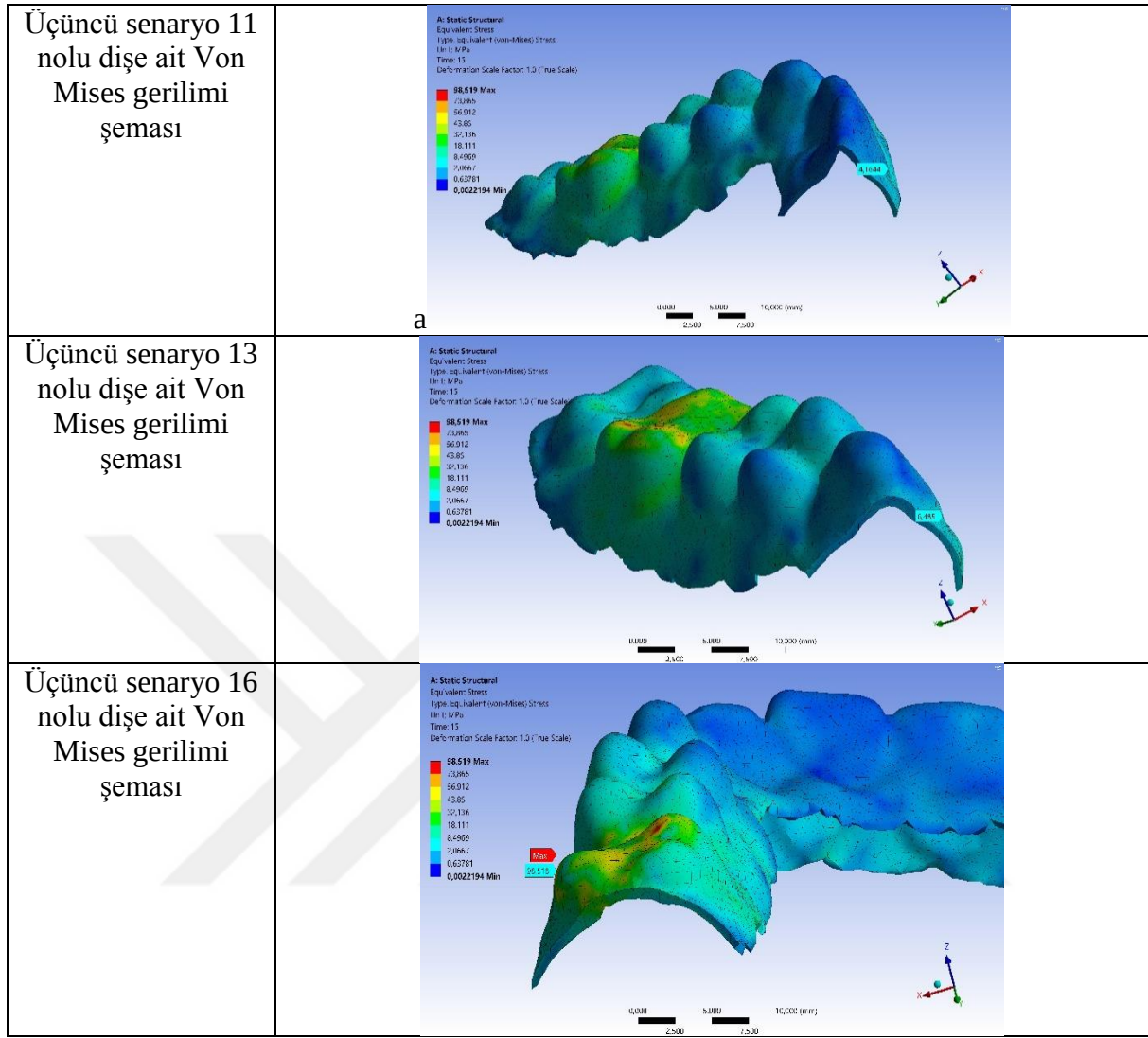
Üçüncü senaryoya ait 0-30 saniye arasındaki tüm deformasyon değerleri Tablo 4.3’te gösterilmiştir. Elde edilen verilere ait deformasyon grafiği Şekil 4.18’de sunulmuştur.

Üçüncü senaryoya ait deformasyon şeması okluzal görünüm	
Üçüncü senaryoya ait deformasyon şeması karşidan görünüm	
Üçüncü senaryoya ait deformasyon şeması sağdan görünüm	
Üçüncü senaryoya ait deformasyon şeması soldan görünüm	

Şekil 4.15. Üçüncü Senaryoya Ait Deformasyon Şeması

Üçüncü senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması okluzal görünüm	
Üçüncü senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması karşıdan görünüm	
Üçüncü senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması sağdan görünüm	
Üçüncü senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması soldan görünüm	

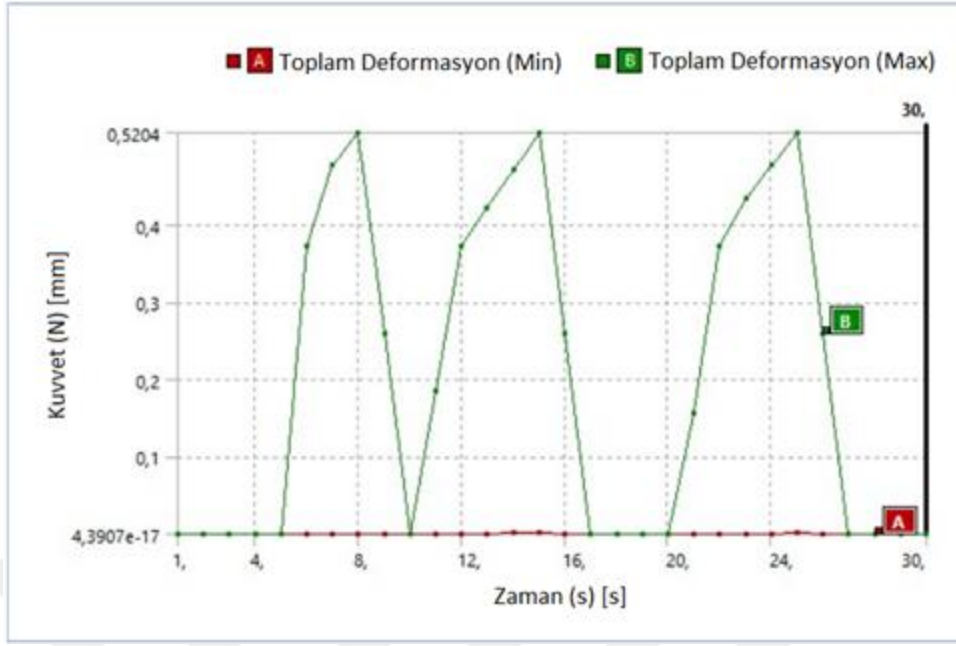
Şekil 4.16. Üçüncü Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması



Şekil 4.17. Üçüncü Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hızasındaki Von Mises Gerilim Şeması

Tablo 4.3. Üçüncü Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları

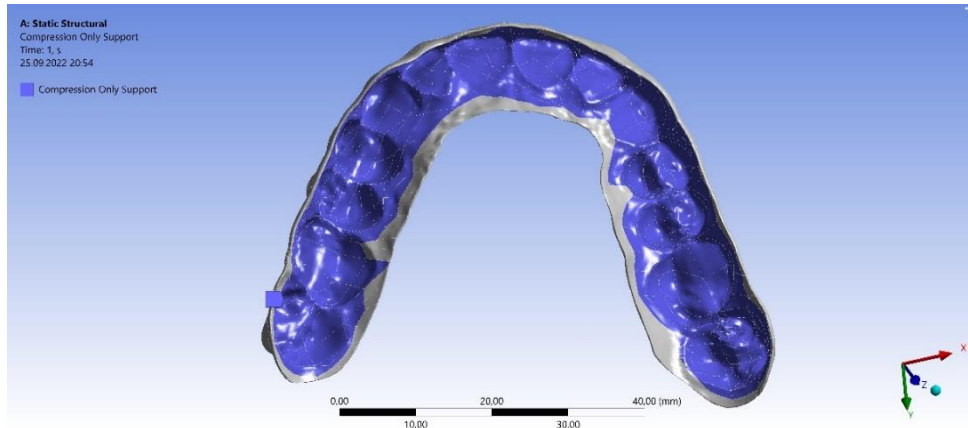
Saniye [s]	Minimum Deformasyon [mm]	Maximum Deformasyon [mm]	Ortalama Deformasyon [mm]
1	4,39E-17	1,21E-14	1,87E-15
2	8,61E-17	1,23E-14	2,76E-15
3	1,99E-16	1,30E-14	3,70E-15
4	1,97E-16	1,25E-14	4,73E-15
5	9,85E-16	1,17E-14	5,64E-15
6	1,25E-04	0,37266	4,73E-02
7	4,00E-04	0,47721	6,46E-02
8	6,95E-04	0,5204	7,18E-02
9	4,53E-04	0,25975	3,63E-02
10	3,53E-13	2,04E-10	2,85E-11
11	1,65E-04	0,18615	2,60E-02
12	5,88E-04	0,3723	5,23E-02
13	9,46E-04	0,42136	5,94E-02
14	1,30E-03	0,47043	6,65E-02
15	1,61E-03	0,51949	7,36E-02
16	8,12E-04	0,25974	3,68E-02
17	7,58E-13	2,43E-10	3,45E-11
18	2,52E-16	2,28E-14	5,68E-15
19	7,55E-17	2,16E-14	4,06E-15
20	9,19E-17	1,82E-14	4,13E-15
21	3,14E-05	0,15621	1,82E-02
22	2,56E-04	0,37263	5,04E-02
23	5,94E-04	0,43299	6,06E-02
24	9,17E-04	0,4762	6,71E-02
25	1,15E-03	0,51949	7,34E-02
26	7,86E-04	0,25974	3,68E-02
27	7,49E-13	2,48E-10	3,51E-11
28	1,89E-16	1,41E-14	4,27E-15
29	7,85E-17	1,78E-14	3,80E-15
30	1,08E-16	1,77E-14	3,93E-15



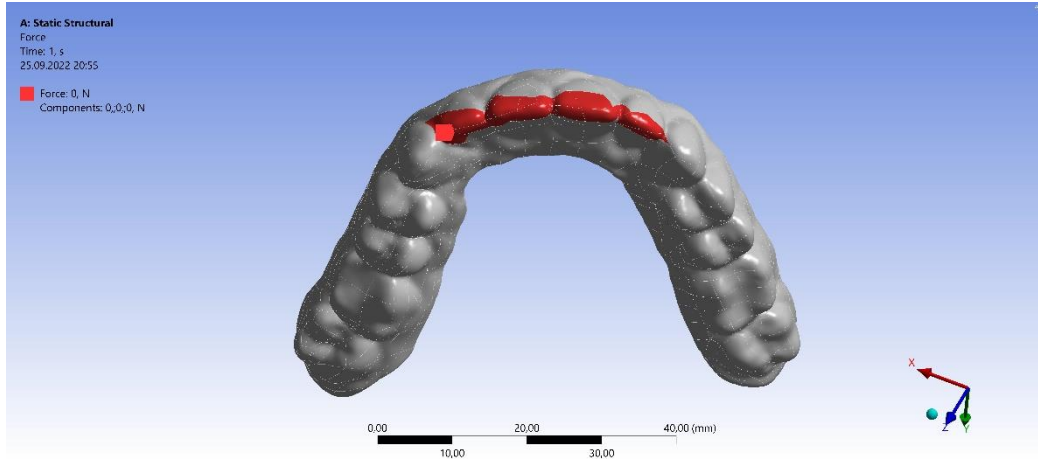
Şekil 4.18. Üçüncü Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği

4.2. İKİNCİL MODEL ÜZERİNDE GERÇEKLEŞTİRİLEN ANALİZE AİT BULGULAR

4.2.1. Dördüncü Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler



Şekil 4.19. Dördüncü Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi



Şekil 4.20. Dördüncü Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları

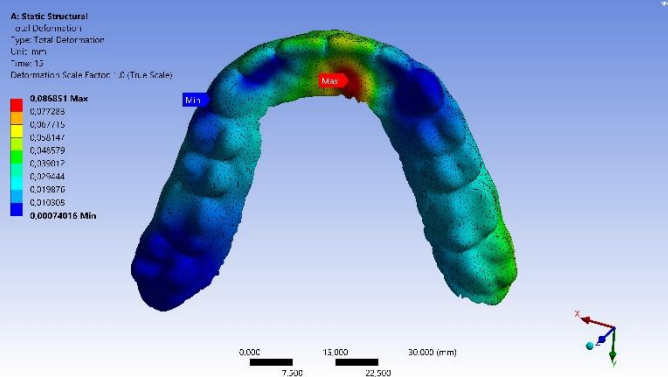
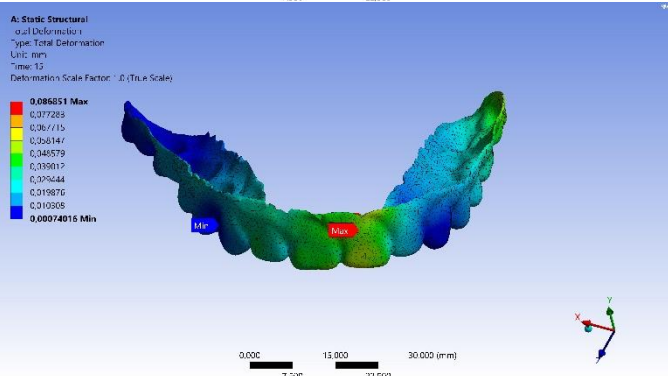
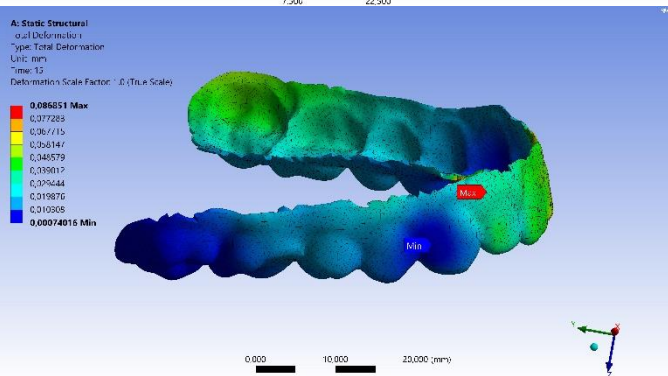
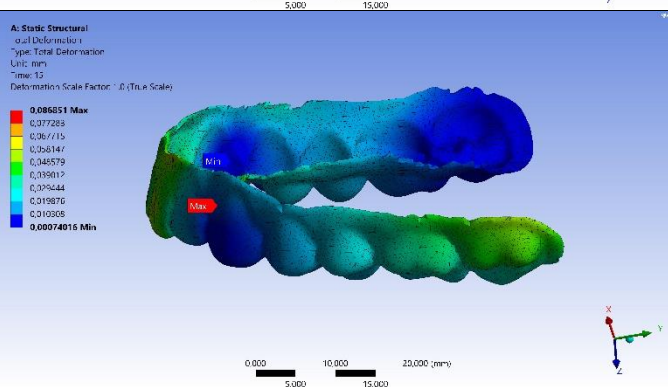
Senaryo 4’de Duran (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya) ısıyla şekillendirilen şeffaf plak malzemesi sonlu eleman analizi ile incelenmiştir. Okluzal kuvvetler 11-12-21-22 nolu dişlerin insizal kenarları hizasından uygulanmıştır. Model Şekil 4.19’da gösterilen alanlardan mesnetlenmiştir. Kuvvet uygulama alanlarından Şekil 4.20’de gösterilen elemanlar üzerinden gerçekleştirilmiştir. Kuvvet miktarı ve süre grafiği diğer senaryolarla aynıdır.

Senaryo 4’te görülen maksimum deformasyon 0,086mm olarak görülmüştür. Keser dişler hizasında şeffaf plak üzerinde uygulanan kuvvet, 15. Saniyede 600N(Newton) büyüklüğüne ulaştığında en büyük deformasyon bulgusu saptanmış olup, lokalizasyonu keser dişlerin palatinal hizasındadır (Şekil 4.21).

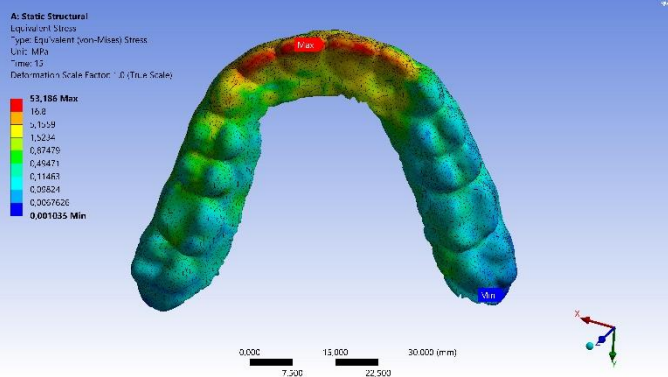
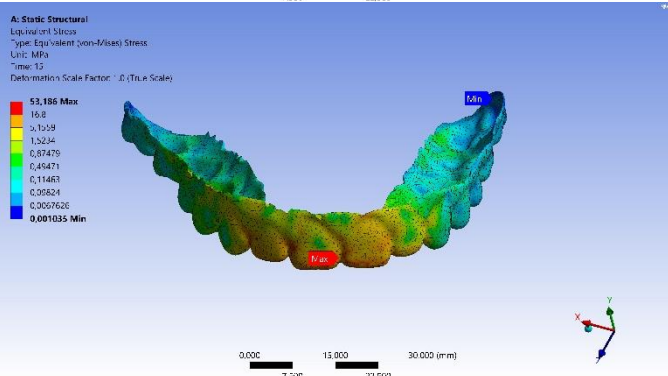
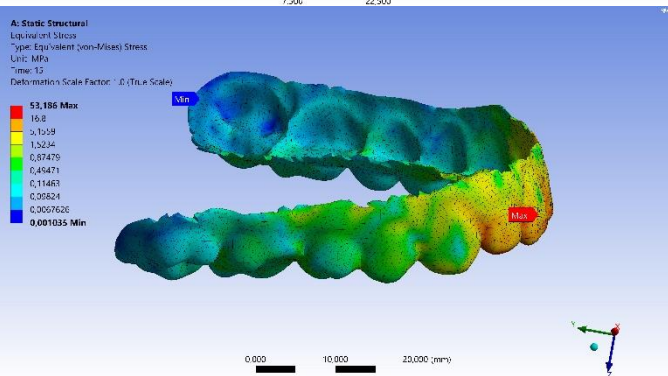
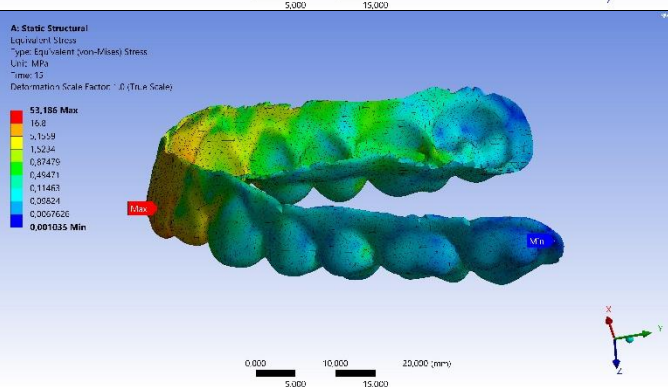
Maksimum Von Mises gerilimi dördüncü senaryoda keser dişlerin insizal sınırında görülmüştür. Ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 53,186 MPa (N/mm²)’dir. Kesici dişlerden posterior dişlere gidildikçe görülen stres değeri azalmaktadır (Şekil 4.22).

Senaryo 4’te şeffaf plağın 11 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi insizal kenar hizasındadır ve büyüklüğü 40,645 MPa’dır. 13 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi 12 nolu diş kontak bölgesinde mezyal sınırdadır. Büyüklüğü 47,911 MPa’dır. 16 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi 0,973 MPa’dır (Şekil 4.23).

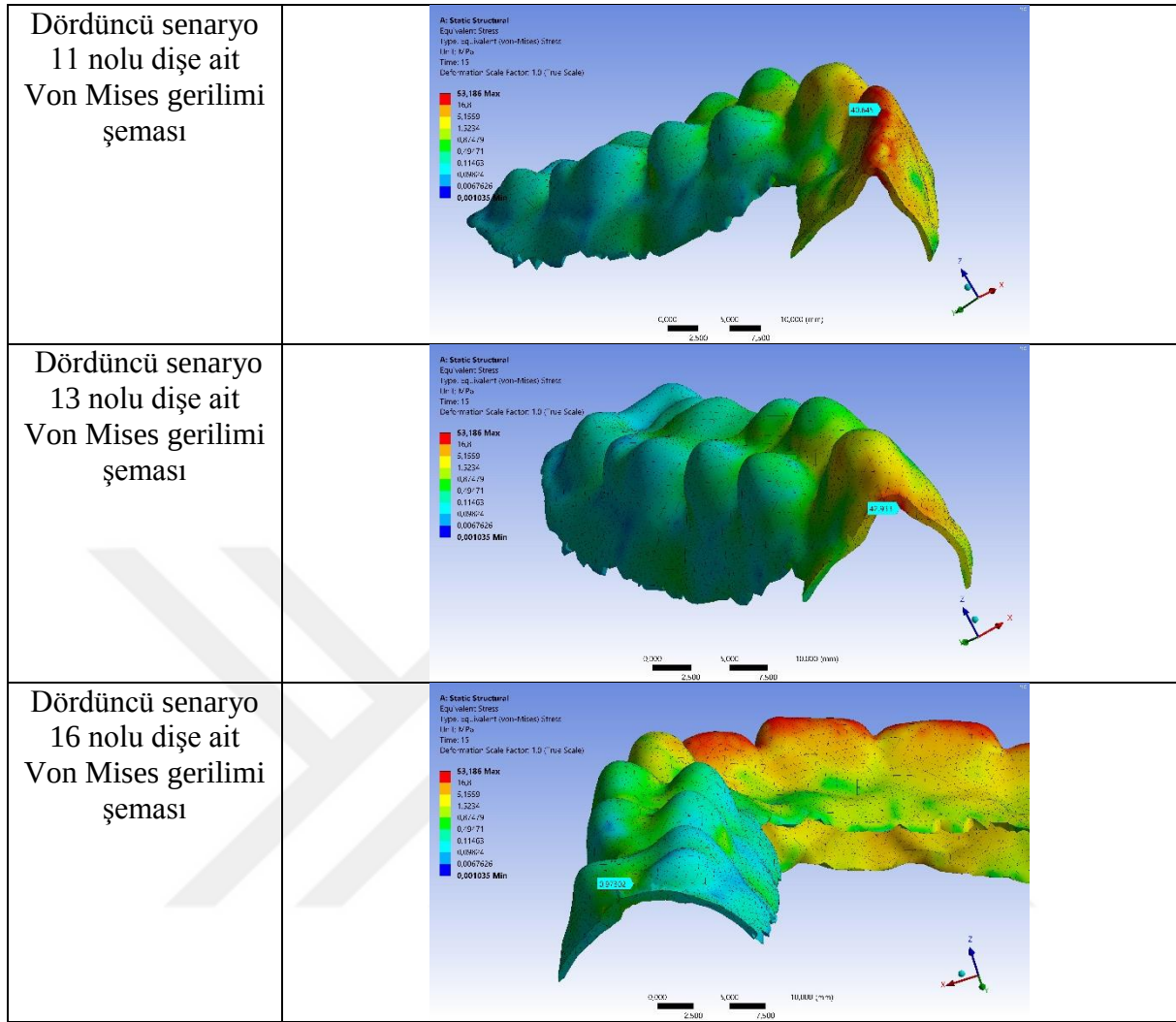
Dördüncü senaryoya ait 0-30 saniye arasındaki tüm deformasyon değerleri Tablo 4.4’te gösterilmiştir. Elde edilen verilere ait deformasyon grafiği Şekil 4.24’te sunulmuştur.

Dördüncü senaryoya ait deformasyon şeması okluzal görünüm	
Dördüncü senaryoya ait deformasyon şeması karşıdan görünüm	
Dördüncü senaryoya ait deformasyon şeması sağdan görünüm	
Dördüncü senaryoya ait deformasyon şeması soldan görünüm	

Şekil 4.21. Dördüncü Senaryoya Ait Deformasyon Şeması

Dördüncü senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması okluzal görünüm	
Dördüncü senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması karşıdan görünüm	
Dördüncü senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması sağdan görünüm	
Dördüncü senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması soldan görünüm	

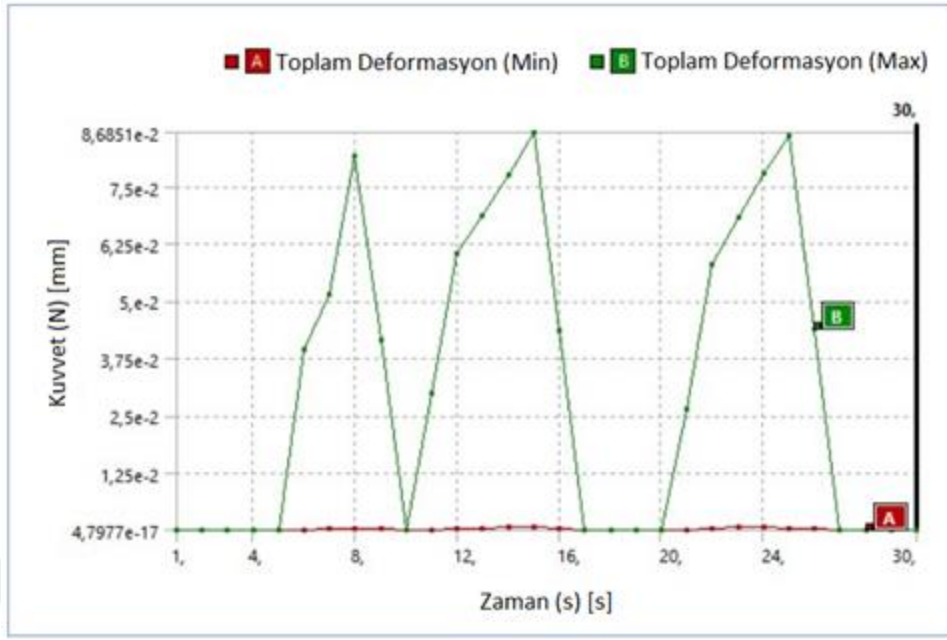
Şekil 4.22. Dördüncü Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması



Şekil 4.23. Dördüncü Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hızasındaki Von Mises Gerilim Şeması

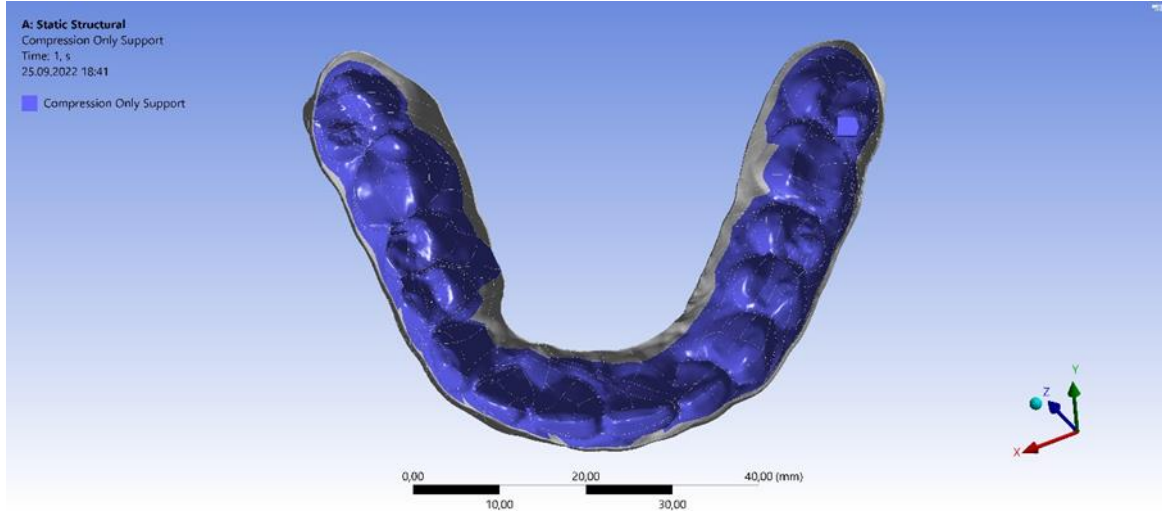
Tablo 4.4. Dördüncü Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları

Saniye [s]	Minimum Deformasyon [mm]	Maximum Deformasyon [mm]	Ortalama Deformasyon [mm]
1	4,80E-17	1,26E-14	1,91E-15
2	1,15E-16	1,21E-14	2,75E-15
3	1,17E-16	1,14E-14	3,65E-15
4	1,91E-16	1,16E-14	4,53E-15
5	3,90E-16	1,36E-14	5,46E-15
6	5,59E-05	3,96E-02	6,77E-03
7	2,12E-04	5,16E-02	1,04E-02
8	2,31E-04	8,17E-02	1,45E-02
9	2,40E-04	4,16E-02	7,98E-03
10	5,92E-14	1,05E-11	2,02E-12
11	1,25E-04	3,00E-02	6,03E-03
12	3,23E-04	6,03E-02	1,26E-02
13	3,73E-04	6,87E-02	1,50E-02
14	6,55E-04	7,75E-02	1,81E-02
15	7,40E-04	8,69E-02	2,15E-02
16	3,73E-04	4,36E-02	1,09E-02
17	1,31E-13	1,56E-11	3,91E-12
18	9,39E-17	2,41E-14	4,80E-15
19	8,95E-17	2,46E-14	5,32E-15
20	9,47E-17	2,48E-14	5,74E-15
21	6,18E-05	2,64E-02	4,18E-03
22	2,10E-04	5,80E-02	1,00E-02
23	5,27E-04	6,85E-02	1,30E-02
24	5,38E-04	7,78E-02	1,75E-02
25	3,78E-04	8,61E-02	2,10E-02
26	1,78E-04	4,39E-02	1,16E-02
27	1,03E-13	2,59E-11	6,82E-12
28	1,71E-16	4,19E-14	6,68E-15
29	1,23E-16	3,84E-14	5,50E-15
30	1,67E-16	4,28E-14	6,21E-15

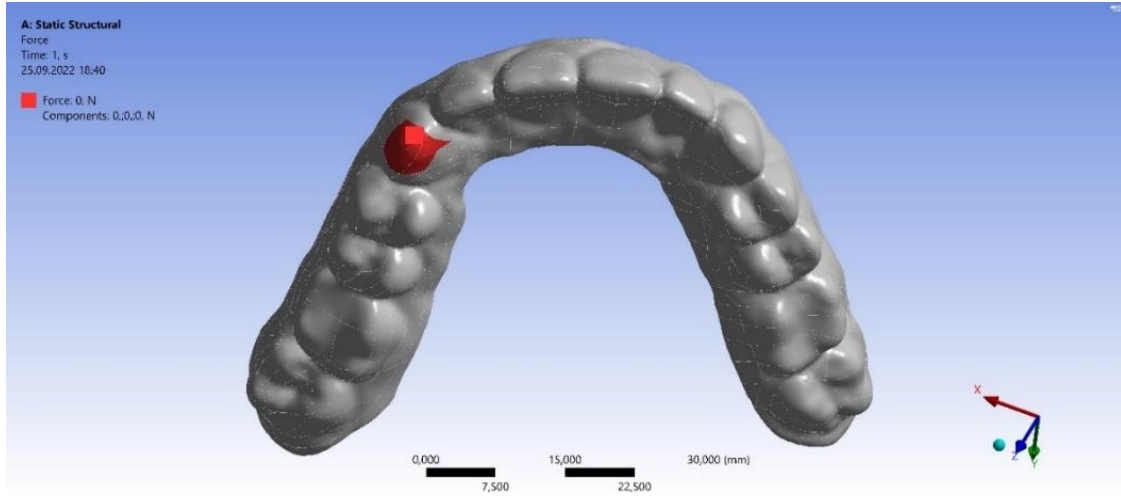


Şekil 4.24. Dördüncü Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği

4.2.2. Beşinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler



Şekil 4.25. Beşinci Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi



Şekil 4.26. Beşinci Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları

Senaryo 5’te okluzal kuvvetler 13 nolu dişin tüberkül tepesi uygulanmıştır. Şekil 4.25’te gösterilen alanlardan mesnetlenmesi gerçekleştirilen modelde, kuvvet uygulanması Şekil 4.26’da gösterilen elemanlar üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Senaryo 5’te görülen maksimum deformasyon miktarı 0,2273 mm olarak hesaplanmıştır. 13 nolu diş hizasında şeffaf plak üzerinde uygulanan kuvvet, 15. saniyede 600N(Newton) büyüklüğüne ulaştığında en büyük deformasyon bulgusu saptanmış olup, lokalizasyonu 27 nolu dişin bukkal yüzünde gingival sınırda saptanmıştır. Bu bölgede distal yönde deformasyon miktarı artmaktadır (Şekil 4.27).

Maksimum Von Mises gerilimi ikinci senaryoda kanin dişin insizal kenar bölgesinde görülmüştür. Ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 117,46 MPa (N/mm²)’dır. Kanin dişin insizal kenarlarından kole bölgesine doğru gidildikçe görülen stres değeri azalmaktadır (Şekil 4.28).

Senaryo 5’te şeffaf plağın 11 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi distal kenar hizasındadır ve büyüklüğü 7,29 MPa’dır. 13 nolu diş için ölçülen Von Mises gerilimi tüberkül tepesinde yoğunlaşmıştır. Büyüklüğü 117,46 MPa’dır. 16 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi 3,96 MPa’dır (Şekil 4.29).

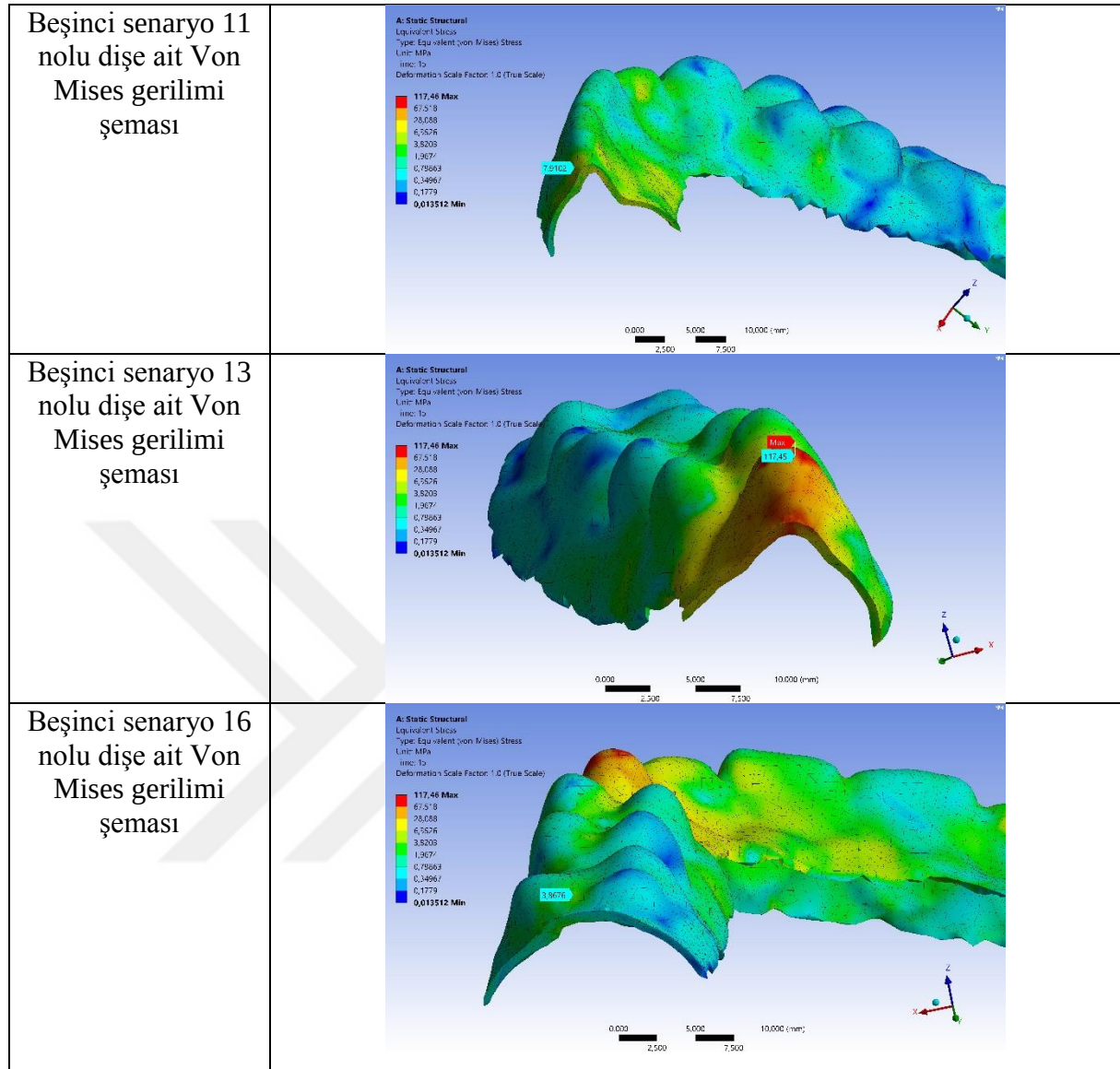
Beşinci senaryoya ait 0-30 saniye arasındaki tüm deformasyon değerleri Tablo 4.5’te gösterilmiştir. Elde edilen verilere ait deformasyon grafiği Şekil 4.30’da sunulmuştur.

Beşinci senaryoya ait deformasyon şeması okluzal görünüm	
Beşinci senaryoya ait deformasyon şeması karşidan görünüm	
Beşinci senaryoya ait deformasyon şeması sağdan görünüm	
Beşinci senaryoya ait deformasyon şeması soldan görünüm	

Şekil 4.27. Beşinci Senaryoya Ait Deformasyon Şeması

Beşinci senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması okluzal görünüm	
Beşinci senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması karşıdan görünüm	
Beşinci senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması sağdan görünüm	
Beşinci senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması soldan görünüm	

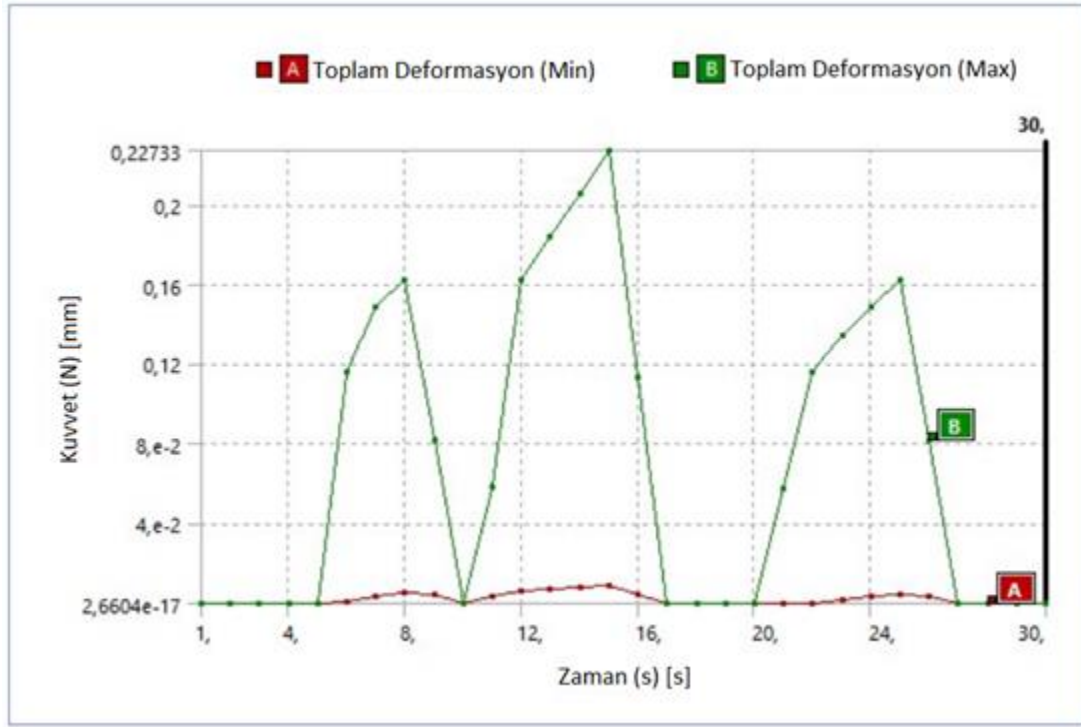
Şekil 4.28. Beşinci Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması



Şekil 4.29. Beşinci Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hızasındaki Von Mises Gerilim Şeması

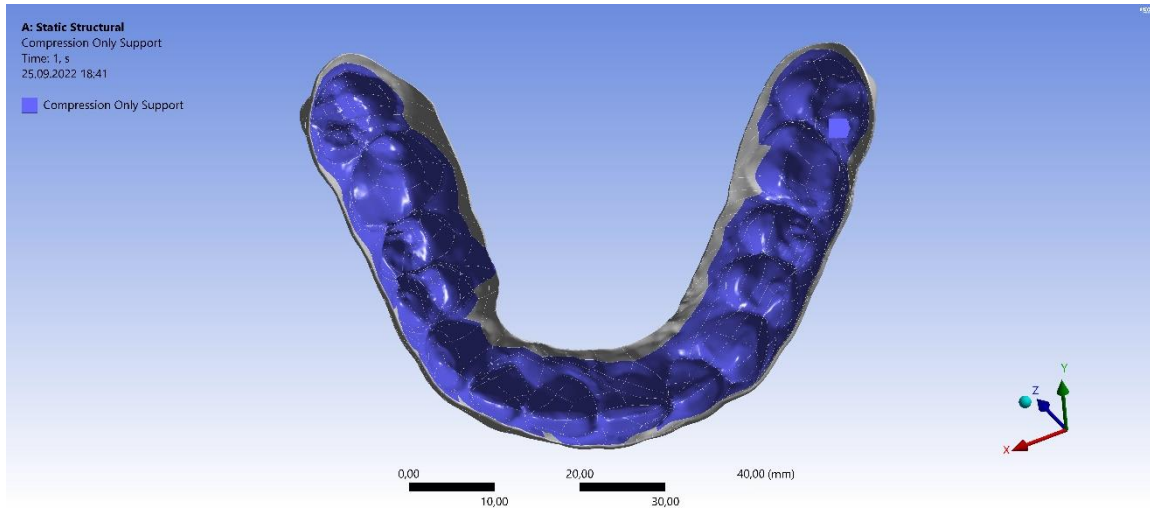
Tablo 4.5. Beşinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları

Saniye [s]	Minimum Deformasyon [mm]	Maksimum Deformasyon [mm]	Ortalama Deformasyon [mm]
1	5,35E-17	9,90E-15	1,88E-15
2	8,68E-17	1,14E-14	2,70E-15
3	1,45E-16	1,16E-14	3,74E-15
4	4,61E-16	1,25E-14	4,82E-15
5	8,70E-16	1,43E-14	5,87E-15
6	6,69E-04	0,11598	2,79E-02
7	3,43E-03	0,14894	4,05E-02
8	5,80E-03	0,16259	4,63E-02
9	4,65E-03	8,14E-02	2,78E-02
10	2,30E-12	4,03E-11	1,38E-11
11	3,33E-03	5,84E-02	2,56E-02
12	6,67E-03	0,16284	6,07E-02
13	7,55E-03	0,18439	6,88E-02
14	8,43E-03	0,20586	7,68E-02
15	9,31E-03	0,22733	8,48E-02
16	4,66E-03	0,11366	4,24E-02
17	3,73E-12	9,10E-11	3,39E-11
18	8,56E-17	2,64E-14	6,18E-15
19	9,64E-17	2,03E-14	5,41E-15
20	6,68E-17	2,10E-14	5,56E-15
21	4,71E-06	5,76E-02	1,27E-02
22	2,42E-04	0,11614	2,99E-02
23	1,94E-03	0,13517	3,61E-02
24	3,23E-03	0,14898	4,16E-02
25	4,88E-03	0,16255	4,65E-02
26	3,95E-03	8,13E-02	2,39E-02
27	1,04E-12	2,12E-11	6,24E-12
28	2,66E-17	2,07E-14	4,18E-15
29	4,03E-17	1,76E-14	3,25E-15
30	4,72E-17	1,36E-14	3,54E-15

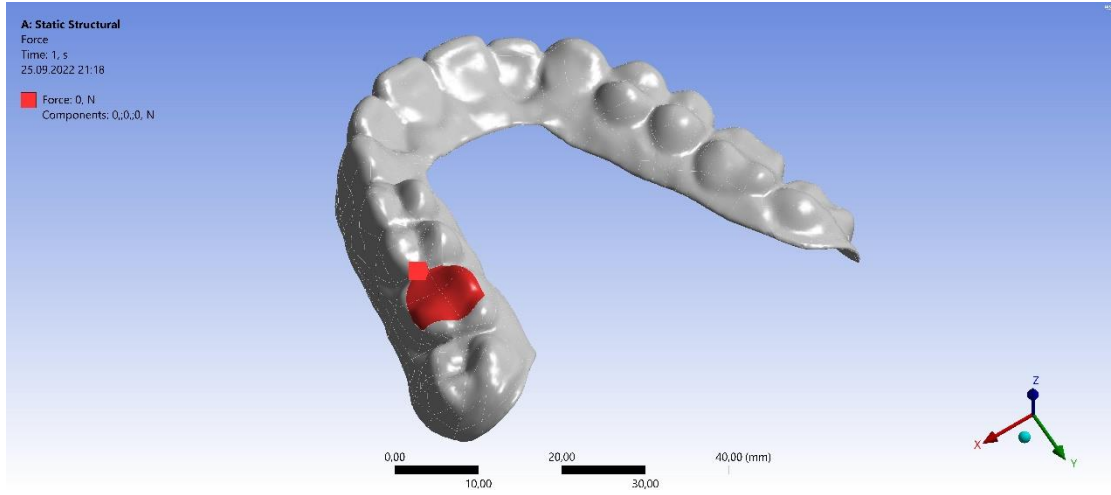


Şekil 4.30. Beşinci Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği

4.2.3. Altıncı Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bilgiler



Şekil 4.31. Altıncı Senaryoya Ait Çalışma Modeli Mesnetlenmesi



Şekil 4.32. Altıncı Senaryoya Ait Kuvvet Uygulama Alanları

Senaryo 6’da okluzal kuvvetler 16 nolu dişin okluzal hizasından uygulanmıştır. Şekil 4.31’de gösterilen alanlardan mesnetlenmesi gerçekleştirilen modelde, kuvvet uygulanması Şekil 4.32’de gösterilen elemanlar üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Senaryo 6’de görülen maksimum deformasyon miktarı 0,48398 mm olarak hesaplanmıştır. 16 nolu diş hizasında şeffaf plak üzerinde uygulanan kuvvet, 15. saniyede 600N(Newton) büyüklüğüne ulaştığında en büyük deformasyon bulgusu saptanmış olup, lokalizasyonu 17 nolu dişin distobukkal gingival sınırda saptanmıştır. Bu alanda distobukkal tüberkülün bukkal yüzeyi hizasında deformasyon miktarı artmaktadır (Şekil 4.33).

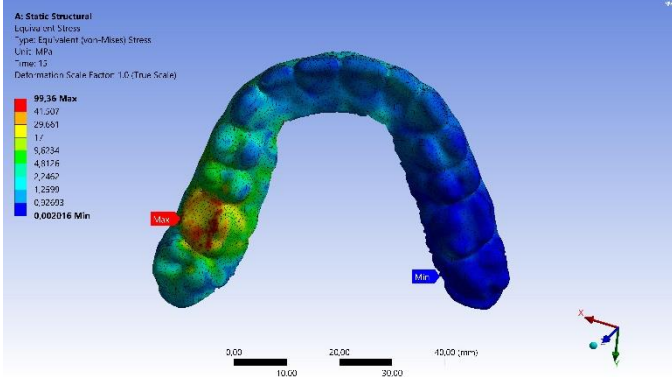
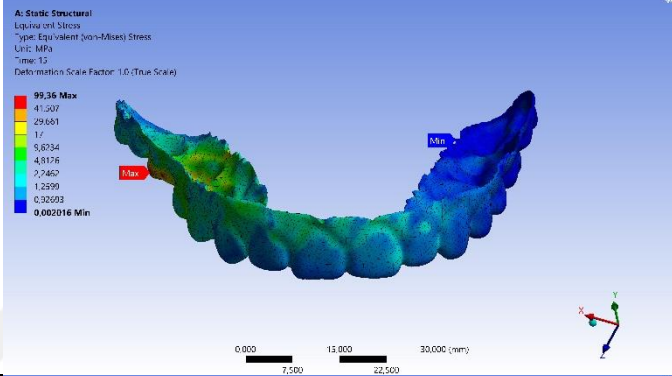
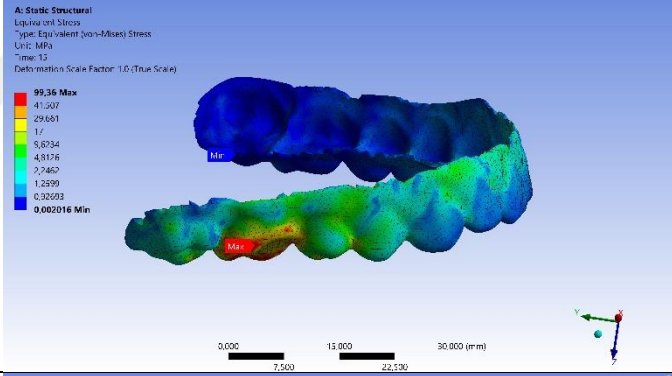
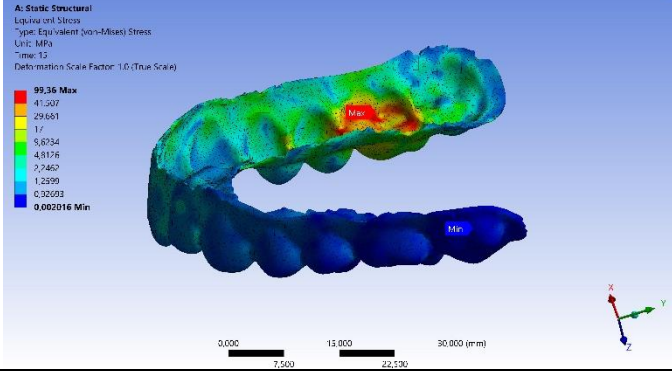
Bu sonlu eleman analizi senaryosunda maksimum Von Mises gerilimi 16 nolu dişin distobukkal tüberkül tepesinin bukkal yüzeyinde görülmüştür. Ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 99,36 MPa (N/mm²)’dır. Ayrıca 16 nolu dişin palatinal tüberkül tepesinde artan Von Mises stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.34).

Senaryo 6’da şeffaf plağın 11 nolu diş bölgesi için görülen maksimum Von Mises gerilimi mezyal kenar hizasındadır ve büyüklüğü 4,37 MPa’dır. 13 nolu diş için ölçülen Von Mises gerilimi 6,36 MPa’dır. 16 nolu diş için görülen maksimum Von Mises gerilimi 99,36 MPa’dır ve aynı dişte okluzal yüzeyi üzerinde daha yüksek gerilim alanları saptanmaktadır (Şekil 4.35).

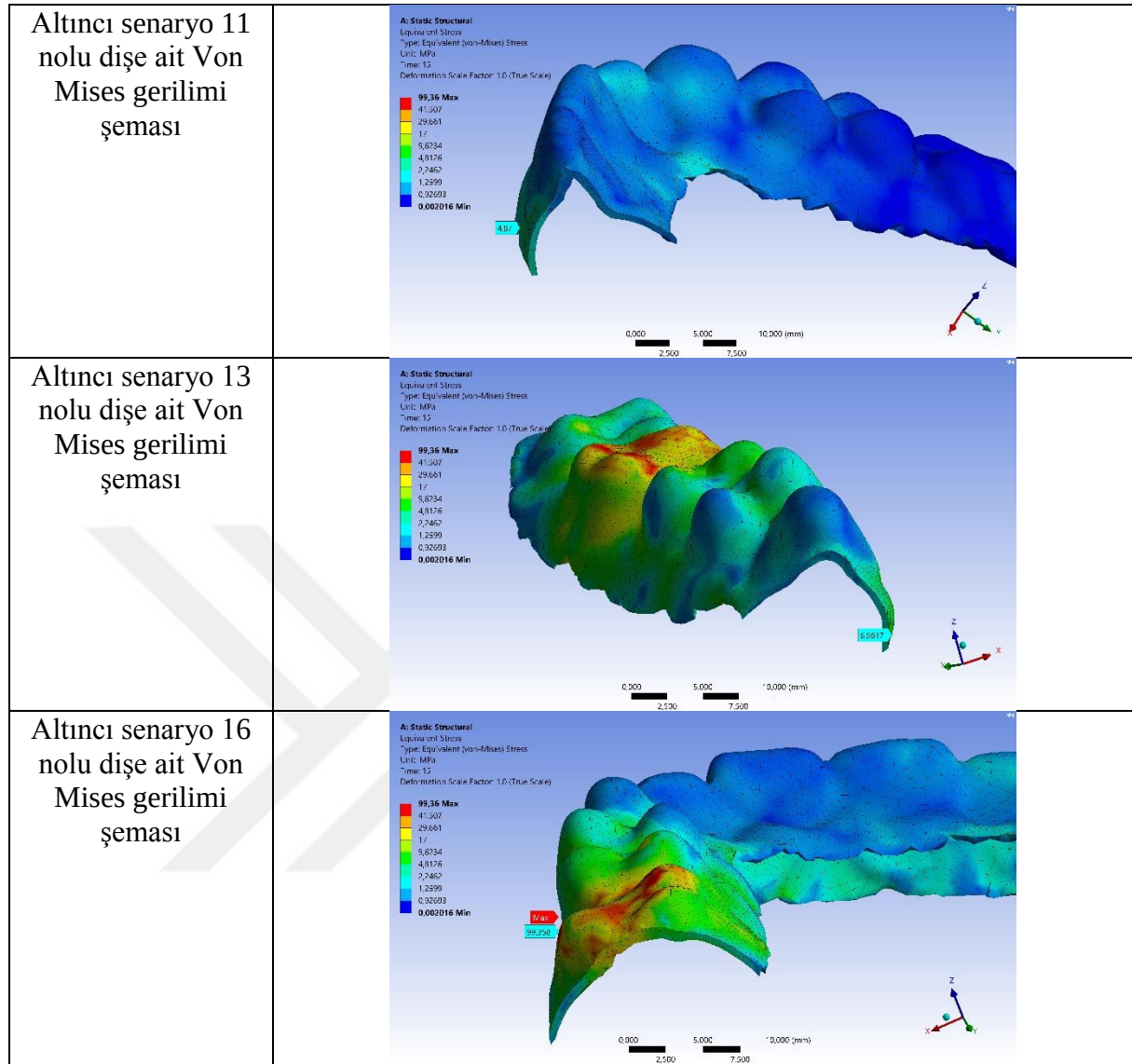
Altıncı senaryoya ait 0-30 saniye arasındaki tüm deformasyon değerleri Tablo 4.6’da gösterilmiştir. Elde edilen verilere ait deformasyon grafiği Şekil 4.36’da sunulmuştur.

Altıncı senaryoya ait deformasyon şeması okluzal görünüm	
Altıncı senaryoya ait deformasyon şeması karşidan görünüm	
Altıncı senaryoya ait deformasyon şeması sağdan görünüm	
Altıncı senaryoya ait deformasyon şeması soldan görünüm	

Şekil 4.33. Altıncı Senaryoya Ait Deformasyon Şeması

Altıncı senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması okluzal görünüm	
Altıncı senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması karşıdan görünüm	
Altıncı senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması sağdan görünüm	
Altıncı senaryoya ait Von Mises gerilimi şeması soldan görünüm	

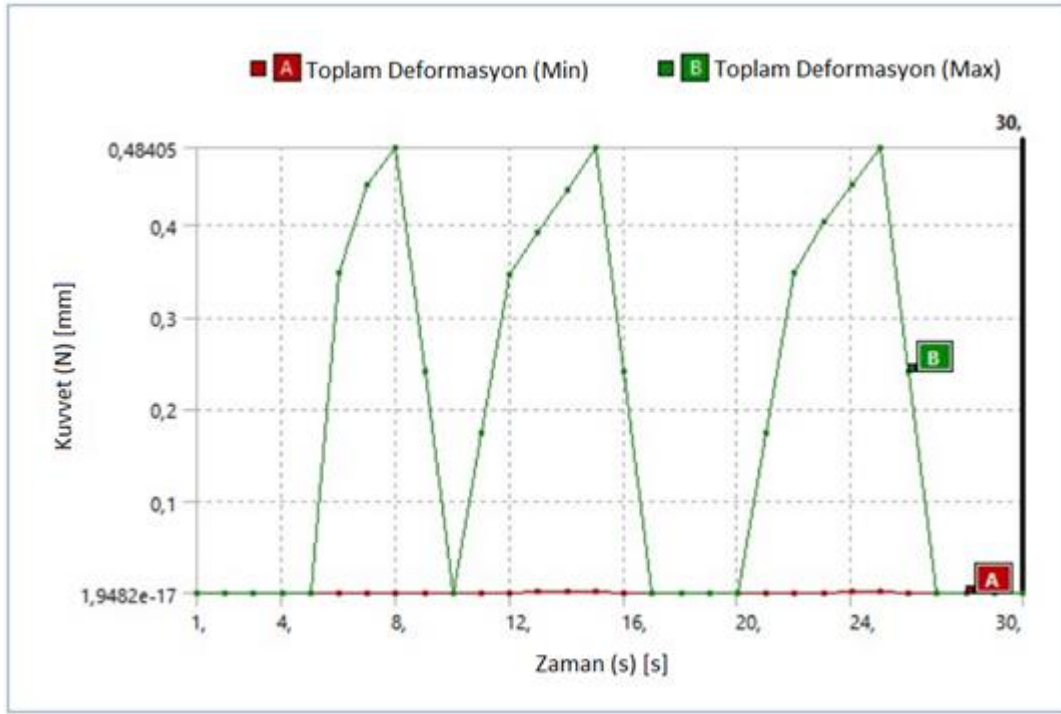
Şekil 4.34. Altıncı Senaryoya Ait Von Mises Gerilimi Şeması



Şekil 4.35. Altıncı Senaryoya Ait 11-13-16 Nolu Dişler Hızasındaki Von Mises Gerilim Şeması

Tablo 4.6. Altıncı Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları

Saniye [s]	Minimum Deformasyon [mm]	Maksimum Deformasyon [mm]	Ortalama Deformasyon [mm]
1	4,56E-17	1,21E-14	1,87E-15
2	6,68E-17	1,26E-14	2,77E-15
3	7,15E-17	1,31E-14	3,70E-15
4	2,69E-16	1,21E-14	4,63E-15
5	5,36E-16	1,34E-14	5,62E-15
6	1,02E-04	0,34852	4,45E-02
7	2,12E-04	0,44355	5,93E-02
8	4,28E-04	0,48405	6,68E-02
9	3,23E-04	0,24199	3,36E-02
10	2,04E-13	1,53E-10	2,12E-11
11	2,07E-04	0,17343	2,41E-02
12	8,46E-04	0,34685	4,87E-02
13	1,15E-03	0,39257	5,53E-02
14	1,35E-03	0,43827	6,18E-02
15	1,51E-03	0,48398	6,83E-02
16	7,53E-04	0,24199	3,42E-02
17	6,05E-13	1,95E-10	2,75E-11
18	1,77E-16	2,67E-14	4,67E-15
19	1,95E-17	2,22E-14	4,28E-15
20	3,09E-17	1,99E-14	4,59E-15
21	1,08E-04	0,17356	2,33E-02
22	3,70E-04	0,34736	4,80E-02
23	7,70E-04	0,40333	5,66E-02
24	1,29E-03	0,44365	6,25E-02
25	1,47E-03	0,48398	6,83E-02
26	7,42E-04	0,24199	3,41E-02
27	4,68E-13	1,53E-10	2,16E-11
28	1,36E-16	3,25E-14	4,97E-15
29	2,96E-17	2,27E-14	3,46E-15
30	4,63E-17	1,61E-14	3,46E-15



Şekil 4.36. Altıncı Senaryoya Ait Maksimum ve Minimum Deformasyon Bulguları Grafiği

5. TARTIŞMA

5.1. AMACIN TARTIŞILMASI

Bu tez çalışmasında üç boyutlu yazıcı ile üretilen şeffaf plakların, ısıyla şekillendirilerek üretilen şeffaf plaklarla göre okluzal kuvvetler altındaki boyutsal değişimlerinin ve mekanik davranışlarının karşılaştırılması amaçlandı. Gerçekleştirilen sonlu elemanlar analizinde farklı diş hizalarından şeffaf plaklar üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda farklı üretim tekniği ile üretilen şeffaf plak modelleri, sonlu eleman analizinde oluşan deformasyon bulguları ve Von Mises gerilimleri incelendi.

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve imalat (CAM) alanındaki hızlı teknolojik gelişmeler, şeffaf plak tedavisinin ortodonti alanındaki önemini arttırmıştır(90). Şeffaf plakların klinik etkinliğinde bir çok sayıda faktör rol oynamaktadır, ancak kullanılan şeffaf plak materyallerinin etkinliğinin belirlenmesinde mekanik özellikler ve üretim tekniği en önemli unsurlardan biri olmaya devam etmektedir(91,92). Bu sebeple şeffaf plak materyallerinin mekanik davranışlarının incelenmesi, plak üretimi için kullanılan materyallerin ve tekniğin belirlenmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Üç boyutlu yazıcı ile direkt üretilen şeffaf plaklar, kümülatif hataların azaltılmasının yanı sıra, fiziksel modelin basılmasını ve sonraki termoplastik işlem basamağının atlanmasını sağlar. Bu sayede üç boyutlu baskı ile üretilen şeffaf plakların tedarik zincirlerini kısaltabileceği, mevcut maliyetleri düşürebileceği ve daha az atık üreterek daha sürdürülebilir bir üretim sürecine yol açabileceği öne sürülmektedir(16)(93).

Şeffaf plakların geleneksel üretimi, dört adımlı bir sürece ayrılabilir: diş modelinin elde edilmesi, sanal ortamda yazılımlar aracılığıyla tedavi planlaması, tasarlanan ağız içi modellerin üç boyutlu baskısı ve bu modeller üzerinde termoplastik şeffaf plak materyalinin ısıyla şekillendirilmesi. Yeni bir şeffaf plak üretim tekniği olan direkt baskı teknolojisi, plakların doğrudan basılmalarına izin vererek, plakların ısıl şekillendirmesi gibi bir çok adımı ortadan kaldırmaktadır(9)(14). Teknolojik gelişmeler, ortodontik şeffaf plakların üretimi için iş akışını pratik hale getirerek ortodontide yeni bir bakış açısını mümkün kılmaktadır. Şeffaf plak tedavisindeki bir sonraki adımda, plakların doğrudan dijital tasarımların üç boyutlu baskısıyla gerçekleşeceği düşünülmektedir (38)(39). Üç boyutlu baskı ve üretim teknolojideki ilerlemelerle şeffaf plaklar, modern ortodontik seyrini değiştirmede önemli bir rol oynamıştır.

Güncel şeffaf plak malzemelerinin ve üretim tekniklerinin karşılaştırılması şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin gelişimi ve üretimdeki işleyişin yönlendirilmesi açısından gereklidir.

Şeffaf plakların üretiminde kullanılan malzemelerin bileşimi ve plakların üretim türü plakların klinik performansını etkilemektedir(94,95). Bu durum temelde iki farklı üretim tekniği olması sebebiyle önce iki kategoriye ayrılarak analiz edilmelidir. Bunlar; Geleneksel ısıyla şekillendirilen şeffaf plaklar ve üç boyutlu yazıcı ile direkt üretilen şeffaf plaklardır. Buna bağlı olarak üretim tekniğine uygun olan materyallerin analiz için seçilmesi önemlidir. Günümüzde direkt olarak üç boyutlu yazıcıyla üretilen şeffaf plaklarla ilgili fiziksel ve mekanik özellikler bakımından mevcut şeffaf plak materyallerini ve üretim tekniklerini inceleyen çalışmaların sayısı artmaktadır(14,15,46,48,96–98).

Şeffaf plakların direkt basım teknolojisinin ortodontik tedavilerde uygulanması, verimliliği artırma ve plak üretim sürecinde oluşan atıkları azaltma potansiyeline sahiptir(15)(48). Ayrıca, modellerin üç boyutlu baskısı ve termoform işlemi ile ilgili kümülatif yanlılıkların doğrudan baskı yöntemiyle önlenebileceği düşünülmektedir. Bununla birlikte, direkt üç boyutlu yazıcı ile üretilen şeffaf plakların kullanımı benimsenmeden önce, bunların geleneksel ısıyla şekillendirilmiş şeffaf plaklarla karşılaştırılmaları gerekmektedir.

İdeal bir şeffaf plak malzemesi düşük sertlik, yeterli esneklik, çeşitli stres ve bozulmaya karşı direnç, şeffaflık, düşük sitotoksisite ve yüksek biyouyumluluk sergilemelidir(99). Tüm şeffaf plak materyalleri ağız ortamında sıcaklık, nem, çiğneme kuvvetleri ve tükürük enzimleriyle uzun süreli temastaki değişikliklere maruz kalmaktadır(100). Bu durum şeffaf plakların etkinliği üzerinde birçok faktörün rol oynadığını ve bu nedenle etkinliğin değerlendirilmesinde duruma uygun mekanik testlerin düzenlenmesi gerektiğini göstermektedir. Şeffaf plakların kendine özgü mekanik davranışlarını inceleyen çalışmalar teknolojik gelişmelere kılavuzluk edecektir. Şeffaf plakların diş hareketi üzerindeki etkilerine ilişkin çok sayıda nicel çalışma olsa da bunlar genellikle plak malzemesinin fiziksel, yapısal özelliklerini göz ardı etmektedir. Bir sonraki adımın biyomekanik anlamda şeffaf plak malzeme özelliklerinin ağız içi ortamda değerlendirmesi olacağı düşünülmektedir(101–103). Ortodontik tedavide şeffaf plak malzemelerinin performansını iyileştirmek için malzemelerin karakteristik özelliklerini ve çeşitli streslere karşı verdikleri mekanik tepkilerin anlaşılması önem taşımaktadır.

Geleneksel yöntemde şeffaf plakların üretimi sürecinde üç boyutlu baskı için bir dijital modelin hazırlanması, iş akışının verimliliğini ve yazdırılan parçanın boyutsal doğruluğunu etkileyebilecek bir dizi faktörü içerir. Üretilecek parçanın katmanlar halinde oluşturulmasını sağlamak için modelin bir dizi dilim halinde işlenmesi gerekir. Favero ve ark.(104) yaptıkları çalışmada dilim kalınlıkları, kullanılacak üç boyutlu baskı teknolojisi tarafından desteklenen baskı katmanı yüksekliklerine göre değiştiğini ve buna bağlı olarak katman yüksekliğinin baskı kalitesini etkileyen faktörlerden biri olduğunu göstermektedir. (104,105). Siller ve ark.(106) yaptıkları çalışmada, potansiyel polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak üç boyutlu baskılı modellerde istatistiksel olarak önemli ölçüde daha az intermolar mesafeler bulunmuştur. Çalışmada, üç boyutlu basılan modellerin teşhis ve tedavi planlaması için kabul edilemez olduğu ve boyutsal farklılıklar sebebiyle şeffaf plakların ve retainerların üretimi için muhtemelen olumsuz etkileri olacağı sonucuna varmıştır.

Buna ek olarak dental modelin basılmasında kullanılan baskı teknolojisi, modelin baskısında yerleştirilme açısı ,destekleyici yapıların sayısı, geometrisi ve taban tasarımı gibi etmenlerin model basımı sürecini etkileyen faktörler olduğu gösterilmektedir(107,108). Aynı zamanda basılacak olan modelin içerisinde boş olarak üretilmesi, model üretimi için gereken malzeme ve süreyi azaltmak için ek bir tasarım yaklaşımı sunuyor olsa da, içi boş üretim tekniği basılı modellerin boyutsal doğruluğu ve sonrasında ısıyla şekillendirme üzerindeki etkisi araştırılması gereken ayrı bir konu başlığı oluşturmaktadır(109). Bu bilgiler ışığında ısıyla şekillendirilerek üretilen şeffaf plakların üretim sürecinde standardizasyonun zor olduğu düşünülmektedir.

Direk üretim teknolojisi sayesinde oluşabilecek kümülatif hataları daha aza indirgeyerek üretim doğruluğunun arttırılabileceği düşünülmektedir. Şeffaf plakların doğrudan yazdırılması, mevcut termoform yöntemleriyle mümkün olmayan kalınlık gibi özelliklerin uzamsal kontrolünü sağlayarak sistemin mekaniğinde yeni ufuklar açabileceği ön görülmektedir (48,97,110). Üç boyutlu yazıcılar ile direkt üretilen şeffaf plaklar; ısıyla şekillendirilmiş şeffaf plaklarla karşılaştırıldığında, daha yüksek boyutsal doğruluğa ve sıkıştırma mekanik gücüne sahip olduğu gösterilmektedir. Doğrudan baskı ile üretilen şeffaf plakların yapımında kullanılan Dental LT® şeffaf reçinesi, akrilik ester monomer içeren biyouyumlu bir maddedir(1). Ancak mevcut çalışmalarda, Dental LT® şeffaf reçinesinin ağız ortamında şeffaf plak materyali olarak performansını değerlendirmek için klinik veri sağlamamaktadır(111).

Bizim bilgimize göre, doğrudan üretilen şeffaf plaklar ve geleneksel ısıyla şekillendirilmiş şeffaf plaklar ile uyum doğruluğu konusunda yapılan çalışmaların az miktardadır. Şeffaf plak tasarımının araştırılması şeffaf plak mekaniğinin bilinmesinde önem taşımaktadır (50). Bir çok çalışma şeffaf plak malzemesinin şeffaflığı, sertliği ve kalınlığının şeffaf plak üretimi sırasında ısı ile şekillendirme işlemine tabi tutulduktan sonra değişiklikler gösterdiğini açıklamıştır(7,112). Ayrıca Bucci ve ark.(112) 2019 yılında yaptıkları çalışmada ısıyla şekillendirme işlemi, termoplastik folyonun orijinal boyutuna kıyasla şeffaf plağın kalınlığını azalttığını göstermişlerdir. 0,75 mm kalınlığında pasif ve başka bir aktif PETG (Polietilen tereftalat glikol) malzemesi olmak üzere iki tür şeffaf plak malzemesini incelemişlerdir ve ısıyla şekillendirme işleminin şeffaf plakların kalınlığını değiştirdiğini bulmuşlardır. Isıyla şekillendirme işleminden sonra şeffaf plağın okluzal yüzeyi boyunca minimum 0,38 mm ile maksimum 0,69 mm arasında değişen değişken kalınlıklar tespit edilmiştir. Koenig ve ark.(47) doğrudan üç boyutlu yazıcı ile üretilen şeffaf plak rezini ve ısıyla şekillendirilen iki farklı plak malzemeleriyle yaptığı üretim doğruluğunu inceleyen çalışmalarında, üretilen şeffaf plakların nihai ölçümlerini üretim modelini sanal modeli ile süperimpoze ederek kıyaslamışlardır. Doğrudan üç boyutlu yazıcı ile üretilen şeffaf plakların doğruluğunu her iki ısıyla şekillendirilerek üretilen şeffaf plaklardan üstün bulmuşlardır. Direkt baskı ile üretilen şeffaf plakların kalınlığının kontrol edilebilirliği diğer bir avantaj olarak düşünülmektedir. Barone ve ark.(93) şeffaf plak kalınlığının dişler üzerinde ortaya çıkan kuvvetleri önemli ölçüde etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca Barone ve ark. (113) diğer bir çalışmalarında, Dental LT® şeffaf plak reçinesi kullanılarak DLP ve SLA tip iki farklı yazıcı ile direkt olarak şeffaf plak üretmişlerdir. Bununla birlikte, bu yaklaşımı ortodontik apareylerin imalatında geleneksel yöntemle gerçek bir alternatif olarak görmeden önce daha fazla araştırma yapılması gerektiğini belirtmişlerdir. Johal ve ark.(114) dental plakların modellere uygun şekilde yerleştirilmesiyle ilgili geometrik yanlışlıkların önemini bildirmiştir. Isıyla şekillendirilmiş şeffaf plak materyalleri kullanılan çalışmada ilgili bölgelerdeki dört farklı termoform malzemenin hepsinin uyum davranışında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir. Buna ek olarak Cole ve ark. (115) yaptıkları çalışmada üç boyutlu yazıcı ile üretilen şeffaf plakların ağız içi modele uyumu geleneksel ısıyla şekillendirilen şeffaf plaklarla benzer değerlerde ve klinik olarak yeterli bulunmuştur.

Sabit ortodontik tedavi mekanikleri, klinisyenlere farklı türde kuvvet sistemleri tasarlamak için çeşitli seçenekler sunmaktadır. Ark telinin (nikel titanyum veya paslanmaz

çelik) türü ve farklı braket sistemi reçetelerinin kullanılması, aralarından seçim yapabilecek alternatifler oluşturur. Şeffaf plaklar için kullanılan termoplastikler, önemli ölçüde değiştirilemeyen belirli bir bükülme sertliğine sahiptir(11,116). Şeffaf plaklarla ortodontik tedavide değiştirebilen en önemli parametrelerden olan şeffaf plağın materyali ve plağın üretim tekniğinin incelenmesi şeffaf plaklarla ortodontik tedavide yeni ufukların açılması ve çözüm yöntemlerinin geliştirilmesi açısından önemlidir(117). Şeffaf plaklarla ortodontik tedavide genel çalışma prensibinde diş temas yüzeyinden aktarılan kuvvetlerden özellikle şeffaf plağın geometrisi ve seçilen şeffaf plak malzemeleri sorumludur. Şeffaf plak materyalinin okluzal kuvvetler altındaki biyomekanik davranışının bilinmesi; materyal seçimi, ataşman ihtiyacı ve plağın dişlere adaptasyonunun tahmin edilmesi açısından önem taşımaktadır. Kohda ve ark. (10) yaptıkları çalışmada şeffaf plak materyallerinin fiziksel özelliklerini, elastik modülü ve sertlik değerlerini araştırmak amacıyla nanoindentasyon testi kullanmıştır. Şeffaf plaklar ile üretilen kuvvetler ile materyallerin mekanik özellikleri arasında güçlü korelasyon olduğunu bildirmişlerdir.

Şeffaf plaklarla ortodontik tedavide kullanılan plak malzemelerinin çeşitliliği, günümüz gelişen teknolojisinde her geçen gün artmaktadır. Şeffaf plak tedavilerine olan ilginin ve bu tekniğinin uygulanmasındaki artış ile farklı mekanik performans ve etkiler sunacak farklı şeffaf plak malzemelerinin araştırılması önem taşımaktadır. Bu sebeplerle tez çalışmamızda farklı üretim tekniği ile üretilen şeffaf plakların, kuvvet uygulaması altındaki biyomekanik davranışının incelenmesini amaçlamıştır.

5.2. METODUN TARTIŞILMASI

Sonlu elemanlar stres analizi metodu, ortodontide kullanılan tedavi mekaniklerinin değerlendirilmesinde güncel olarak kullanılan bir yöntemdir(12,85,118). Sonlu elemanlar analizinde karmaşık geometriye sahip ve farklı malzemeler ile analiz edilmek üzere senaryolar oluşturulabilmektedir. Bilgisayar ortamında gerçekleştirilen simülasyonlarla elde edilen analiz noninvaziv ve tekrarlanabilir olması sebebiyle önemlidir. Malzeme çeşitliliği ve materyallerin tasarımlarının karmaşıklığı sebebiyle sonlu elemanlar analizinde üç boyutlu modelleme tercih

edilmektedir. İki boyutlu modeller ile daha basit ve kolay analiz yapılabilirken, üç boyutlu analizler daha detaylı ve gerçeğe yakın sonuçlar vermektedir. Bu nedenle sanal şeffaf plak modeli üç boyutlu olarak tasarlanmıştır.

Şeffaf plaklar, dental model ile iç yüzeyiyle yüksek detay içeren uyumluluk ve üniform yapıda kalınlığa sahip geometrik şekil özelliği göstermektedir. Çalışmamızda kullanılan sanal şeffaf plak üç boyutlu modeli, typodont diş modeline iç yüzeyiyle birebir uyumlu olacak şekilde tasarlanmıştır. Şeffaf plak modeli yüzey özellikleri bakımından detaylandırılmıştır. Yüzey özelliklerinin hassasiyeti, sonlu eleman analizinin gerçekleşmesine ve yeterli detayda verinin alınabilmesine izin verecek ölçüde eleman sayısı kullanılmıştır. Sonlu eleman analizinde eleman ve düğüm sayılarının artması modellerin hassasiyet derecesini artırdığından sonlu eleman analizinin doğruluğu artmaktadır. Ancak eleman ve düğüm sayısı çok artırılırsa klinikte önemsenmeyecek kadar minimum farklar ortaya çıkmaktadır. Eleman ve düğüm sayısının fazlaca artırılması, bilgisayar kapasitesinin aşılmasına ve sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilememesine neden olabilmektedir(119). Çalışmamızda oluşturulan düğüm ve eleman sayıları diğer sonlu elemanlar çalışmalarına benzerdir. Hem hassasiyetin değerlendirilmesine hem yeterli sonuçların elde edilmesine uygun eleman ve düğüm sayıları kullanılmasına dikkat edilmektedir (15). Ayrıca çalışmamızda ortodontide gerçekleştirilen birçok çalışmada olduğu gibi quadratik tetrahedral 10 düğümlü elemanlar kullanılmıştır. Literatürde şeffaf plaklarla yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarda yüzey pürüzsüzlüğü ve hassasiyetinin sağlanması için genellikle bu eleman tipinin kullanıldığı görülmektedir.(88,120,121).

Şeffaf plak materyallerinin ağız içerisinde kullanımı sonucunda bazı fiziksel özellikleri değişmektedir. Lombardo ve ark. (122) yaptıkları çalışmada, şeffaf plak malzemesinin ağız içerisinde kullanımı sonucu aynı deformasyon için oluşturduğu kuvvet, viskoelastik yapısından dolayı azaldığı belirtilmiştir. Bu stres iletimindeki deformasyon süreci, termoplastik malzemenin bileşiminden, ağız boşluğunun sıcaklığından, şeffaf plağın belirli bir parçasının maruz kaldığı kuvvetin büyüklüğünden ve ayrıca üretim için kullanılan malzemenin kalınlığından etkilenmektedir. Çalışmamızda karşılaştırılan Duran (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya) termoplastik şeffaf plak materyali ağız içerisindeki fiziksel koşullarda, deney şartları ile birebir aynı deformasyon miktarının gerçekleşmeyebileceği ön görülmektedir.

Fonksiyonel ve parafonksiyonel temaslardan kaynaklanan okluzal kuvvetler, uygulanan ortodontik kuvveti etkilemektedir(1). Bu nedenle, yapılan çalışmalarda tasarlanan sonlu eleman analizlerinde bu faktörün dikkate alınması gerektiğini vurgulanmıştır(123). Schupp ve ark. (124) şeffaf plağın posterior bölümlerinde, plakların arka dişlerin yüzeyini kaplayan ve yükseklik oluşturan materyali ve hastanın doğal çiğneme kuvvetleri nedeniyle posterior ısırma bloğu etkisi oluşmasıyla arka dişlerin intruzyonuna yardımcı olabileceğini öne sürmüşlerdir. Posterior ısırma bloğu etkisi, hastanın istirahat aralığını aşacak kadar kalın olduğunda ve arka dişler üzerinde sürekli bir intrüziv etki yarattığında, genellikle en az 3-4 mm kalınlığındaki arka bloklarla ilişkilendirilir. Bununla birlikte, şeffaf plaklar böyle bir etki oluşturmak için önemli bir kalınlığa sahip olmayabilir. Ancak Harris ve ark.(125) yaptıkları çalışmada molar intruzyonu planlanan ve planlanmayan hastalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmamışlardır. Dolayısı ile şeffaf plaklar üzerinde okluzal yönde posterior bölgede nötral okluzal kuvvetlerin oluştuğu söylenebilir. Hahn ve ark.(126) yaptıkları çalışmada yutkunma esnasında şeffaf plak materyali üzerine gelen okluzal kuvvetlerin etkisi ile oluşacak momentler ve diş hareketine etkisini ölçmek amacıyla plağın biyomekanik davranışını incelemişlerdir. Yutma sırasında, üst ve alt dişler arasındaki okluzal temas, yaklaşık 30 Newton(N)luk bir dikey bir kuvvet oluşturur(127). Şeffaf plaklarla ortodontik tedavide ortaya çıkan kuvvet sistemi, yutma sırasında okluzal kuvvetler tarafından plağın dişlere doğru bastırılmasıyla değiştirilebilir.

Sınır koşulları kuvvetin uygulama noktası ve cismin sabitlendiği nokta hakkında bilgi vermektedir. Analizi yapılan cisim için geçerli olan sınır şartları, kuvvetin uygulama noktasına göre belirlenmektedir(64,128). Şeffaf plak modeli dental model ile pasif temas halindedir. Ve kompresyon kuvvetlerine bağlı deney gerçekleştirilmiştir. Simülasyonun tasarımında kuvvetler sadece basınç yönünde çalışan mesnetleme yapılarak gerçekleştirilmiştir. Yani şeffaf plaklara çekme yönünde değil itme yönünde kuvvetler uygulanmıştır. Destek düzlemleri belirlenirken analiz yapılacak bölgelerden uzakta seçilmiştir.

Termoplastik malzemeler, kısa süreli kuvvetler için basit Hook yasasını izler. Eğrinin elastik limiti içinde, gerilme gerinme ile orantılıdır, malzeme elastik bir davranış sergiler ve gerilme kaldırıldığında orijinal boyutuna ve şekline geri döner(129). Şeffaf plakların üretimi için çekme mukavemeti ve tokluk arzu edilmektedir. Young modülü veya malzemenin elastisite modülü, stres ve karşılık gelen gerinim arasındaki orandır. Aynı zamanda malzemenin

sertliğinin bir ölçüsüdür ve gerilim ile karşılık gelen gerinim arasındaki oran olarak tanımlanabilir. Bir şeffaf plak malzemesi, planlanan diş hareketini gerçekleştirmek için gereken kuvvetleri ve momentleri uygulamak için yeterli sertliğe sahip olmalıdır. Şeffaf plak üretimi için kullanılan malzeme çok yüksek bir esneklik modülü yani yüksek malzeme sertliği sergiliyorsa, üretilen şeffaf plak yüksek sertlikte olur ve bu da hasta için şeffaf plağın yerleştirilmesinde ve çıkarılmasında zorluklara yol açar. Aynı zamanda dişlerin üzerine arzu edilenden daha fazla kuvvet gelmesiyle istenilen diş hareketlerinin elde edilmesinde sorun oluşturabilir. Aynı şekilde, düşük sertliğe sahip bir malzeme, dişleri hareket ettirmek için gereken yeterli kuvvetleri üretemeyecektir(129). Bu tez çalışmasında kullanılan malzemelerin temel özelliklerinden olan elastikiyet modülü ve Poisson oranı, uygulanan kuvvete verilen cevabın belirlenmesinde ayırt edici rol oynamaktadır(72,130,131). Araştırmamızda literatürdeki çalışmalarla benzer Young modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır(88,132). Malzemenin firma verilerinde bildirilen fiziksel özellik değerlerinden yararlanılmıştır. Sonlu elemanlar analizinde, incelenecek malzemenin özelliklerinin yazılıma aktarılması elde edilecek sonuçları direk olarak etkilemektedir. Materyalin izotropik ya da anizotropik özellik göstermesi yapı için içinde stres dağılımını etkilemektedir. Sonlu elemanlar analizinin diş hekimliği alanındaki uygulamaları incelendiğinde birçok çalışmada materyallerin izotropik ve homojen olarak kabul edildiği görülmektedir. Çalışmamızda şeffaf plak materyalleri önceki çalışmalara benzer olarak homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinin kullanıldığı çalışmalarda genellikle yalnızca ilk yer değiştirme hareketi ve stres dağılımı bilgileri yer almaktadır. Jindal ve ark. (15) yaptıkları çalışmada kullanılan çiğneme grafiği, bu tez çalışmasında sonlu eleman analizinin gerçekleştirilmesinde zaman/çiğneme kuvveti bilgisinin uygulanması için kullanılmıştır. Maksimum değer 600N(Newton) büyüklüğüne ulaşılması şeffaf plağın daha yüksek kuvvetlerde göstereceği biyomekanik davranışların incelenmesi açısından önem taşımaktadır. Ancak çalışmamızda bir kuvvet/zaman siklusuna göre kuvvetler uygulanmıştır ve her bir saniyeye ait deformasyon bulguları belirlenmiştir. Yükleme koşulları devam ettirildiğinde, bir süre sonra ne olabileceğini tam olarak tahmin etmek mümkün olmamaktadır. Çalışmamızda tüm senaryolarda maksimum 600N(Newton) a kadar uygulanan kuvvet üst sınır şartların incelenebilmesi bakımından önemlidir. Elde edilen kuvvet/deformasyon tablolarından daha düşük kuvvetlerde gerçekleşen deformasyon miktarları da karşılaştırılarak yorumlanabilmektedir.

Ortodontide sonlu eleman analizi, bazı limitasyonları içermektedir. Sonlu eleman analizi bulguları, kullanılan modelin geometrisine bağlı değişmektedir. Çalışmamızda kullanılan typodont modelde herhangi bir yer darlığı ya da diastema durumu yoktur. Bu sebeple şeffaf plaklar farklı malokluzyonların tedavisinde kullanıldığında elde edilen sayısal veriler mevcut anatomik duruma göre değişebilmektedir. Plak deformasyonlarını analiz ederken, polimer malzeme, sürtünme olgusu, termoplastik malzeme özellikleri, termoform prosedürleri ve apareyin takılması ve çıkarılmasının hepsinin şeffaf plağın mekanik özelliklerine etki eden faktörler olduğunu bilinmektedir. Bu multifaktöriyel değişkenlikler sonlu eleman analizlerinin karmaşıklığını artırdığı için analiz tasarımında kullanılamamaktadır.

Cheng ve ark. (133) şeffaf plaklarla dişlerde oluşan tork hareketini incelemeleri sebebiyle, sonlu eleman analizi çalışmalarında, periodontal ligament yapılarını modellemiş ve analize dahil etmişlerdir. Gerçek anatomik koşullarda periodontal ligamentlerin, düzensiz damarlar ve yoğun fibriller içeren, kökün her yerinde farklı özellikte bir yapı olduğu bilinmektedir. Ancak yapılan sonlu eleman analizinin karmaşıklaşmaması ve çözümü istenen bölgede yani şeffaf plak materyallerinin fiziksel davranışı üzerinde detaylandırılabilmesi amacıyla, çalışmamızın bir limitasyonu olarak, tüm maksiller model bir bütün halde simüle edilmiştir.

Çalışmamızda gerçekleştirilen sonlu eleman analizi, ağız boşluğu ortamının etkilerini (yani ağız sıcaklığı ve tükürük adsorpsiyonu) izole eden bir deney ortamı gerçekleştirerek rezin içerikli materyal ve termoplastik materyalin kendine özgü dış etmenlerden etkilenme durumunu standardize etmektedir. Ancak ağız boşluğunu tamamen birebir yansıtmaması çalışmanın limitasyonları arasındadır. Ryokawa ve ark. (45) tükürük temasını yapay tükürük spreyi ile simüle ettikleri çalışmalarında ısıyla şekillendirme işlemi ve su adsorpsiyonu ile termoplastik malzemelerin kalınlığındaki değişiklikleri ölçmüştür. Isıyla şekillendirme ve su emiliminden sonraki kalınlığın %74 ile %92 arasında değiştiğini ve lineer ekspansiyonun %100'e yakın bir oranda gerçekleştiğini göstermişlerdir. Benzer şekilde Cheng ve ark.(133) çalışmalarında sonlu eleman analizi deneylerinde şeffaf plak ve diş yüzeyi arasındaki tükürük sıvısı varlığı ve oluşturduğu sürtünme koşullarının ihmal edilmiş olması çalışmanın bir limitasyonu olarak belirtilmektedir. Ayrıca Bakdach ve ark.(134) yaptıkları meta-analiz çalışmalarında şeffaf plakların ağız içi kullanımı sonrası yüzey sertliği ve elastik modülünde değişimlerin sonucunda

plak mukavemetinin azaldığını, buna bağlı olarak kuvvet iletiminde azalmalar olduğunu ifade etmişlerdir.

Gerçek klinik durum sırasında okluzal kuvvetler artıp azalarak aynı seviyede kalmayıp, çiğneme döngüsü aynı rutinde tekrarlanmamaktadır. Bu durumda, bir klinik durumda tüm gün boyunca plak üzerine etki eden kuvvetlerin miktarı, gıcırdatma veya diş sıkma olmadıkça muhtemelen daha az gerçekleşmektedir. Casey ve ark.(135) yaptıkları çalışmada erkeklerde kadınlardan daha yüksek çiğneme kuvveti gerçekleşmesiyle birlikte cinsiyetler arası anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Maksimum çiğneme kuvveti olarak molar bölgede ortalama 383N(Newton) ısırma kuvveti değeri saptamışlardır. Ayrıca premolar ve molar bölgede gerçekleşen ısırma kuvveti değerlerinin yakın olduğunu göstermişlerdir. Okiyama ve ark.(91) yaptıkları çalışmada maksimal okluzal kuvvetin ortalama olarak 727 N(Newton) olduğunu belirtmişlerdir, buna ek olarak daha sert yiyecekleri kırmak ve çiğnemek için daha güçlü kas kuvveti gerektirdiğini bildirmiştir. Klinik durumun aksine, bu tez çalışmasının tasarımında okluzal kuvvet belirli bir çiğneme/zaman paterninde olurken , bir hastada yutkunma, diş sıkma döngüsü sadece birkaç saniye sürer(127). Gerçekleştirilen sonlu eleman analizinde uygulanan kuvvetler şeffaf plak materyalinin maruz kalacağı yükler ve koşullar hakkındaki varsayımlara dayanmaktadır. Çalışmamızda kesici, kanin ve molar dişlerin kuvvet uygulanması altındaki olası mekanik davranışları, şeffaf plak materyalinin diğer bölgelerinin yorumlanabilmesi bakımından analize dahil edilmiştir.

Bu limitasyonlar nedeniyle elde edilen sonuçların generalize edilmemesi gerektiği göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca incelenen şeffaf plak materyallerinin biyouyumluluğu, ataşman mevcudiyetindeki stres analizleri ve şeffaf plakların ağız içerisindeki fiziksel durumlarının incelendiği daha detaylı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

5.3. BULGULARIN TARTIŞILMASI

Çalışmamızda iki farklı malzeme ve teknikle üretilen şeffaf plakların farklı noktalardan kuvvet uygulanması ile sonlu eleman analizi gerçekleştirilmiştir. İki farklı şeffaf plak materyalinin mekanik davranışlarının aynı şartlar altında karşılaştırılması açısından birinci ve dördüncü, ikinci ve beşinci, üçüncü ve altıncı senaryo bulguları birbirleriyle karşılaştırılmaktadır.

Gerçekleştirilen 1. Senaryoda Dental LT® şeffaf reçine ile üretilen şeffaf plak modeli üzerinde 11-12-21-22 nolu dişler hizasında kuvvet uygulanmıştır. Senaryo 1’de görülen maksimum deformasyon 0,0963 mm olarak hesaplanmıştır. Senaryo 4’te ise aynı kuvvet aynı bölgeden ısıyla şekillendirilen Duran (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya) plak malzemesi ile üretilen şeffaf plak üzerine uygulandığında görülen maksimum deformasyon 0,086 mm’dir. Maksimum deformasyon bölgeleri iki senaryo için de benzer şekilde keser dişlerin palatinal hizasında görülmüştür. Kuvvet uygulama yüzeyleri elemanlar üzerinden belirlendiği için sağ ve sol keser dişler üzerindeki elemanlar birebir aynı boyut ve bölgede seçilemediğinden maksimum deformasyon 21 nolu dişin palatinalinde daha çok görülse de simetriği olan 11 nolu diş palatinal bölgesinde görülen deformasyon 0,0857 mm’ye kadar artarak iki tarafta birbirine yakın sonuçlar gözlenmektedir. Keser diş bölgesindeki kuvvet uygulama senaryolarında, her iki üretim tekniği ile üretilen şeffaf plaklar için, bukkal ve palatinal yüzeyde ayrılma yönünde deformasyonlar izlenmiştir. Benzer şekilde Hahn ve ark. (84) üst keser torku ve şeffaf plak biyomekaniği ile ilgili yaptıkları çalışmada farklı açılardaki üst santral kesici dişlerde, insizal kenar yönünden şeffaf plağa gelen dik yönlü bir kuvvet sonucunda lingual ve bukkal gingival marjın alanlarında şeffaf plak- diş yüzeyinde ayrılma meydana geldiğini ve bu sebeple tork oluşturacak momentte kayıp olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca Jiang ve ark.(136) yaptıkları şeffaf plaklarla en masse retraksiyonun simüle edildiği sonlu eleman analizi çalışmalarında, retraksiyon esnasında sabit mekaniklere benzer şekilde “bowing efekt” görüldüğünü bildirmişlerdir. Bunun sebebinin şeffaf plak materyalinin kesici dişleri yüzeyden yeterince kavramaması olabileceği düşünülmüştür. Çalışmamızda keser bölgesinde insizal yüzeye kuvvet uygulaması sonucu şeffaf plakta palatinal ve bukkal yüzeyde dişlerden ayrılma eğilimi gözlenmektedir. Tez çalışmamızın birinci ve dördüncü senaryolarında gerçekleşen bulgular yazarların çalışmalarında gerçekleşen “bowing efekt” durumunu izah edebileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda yazarların bulgularına benzer olarak birinci senaryoda maksimum Von Mises gerilimi keser dişlerin insizal sınırında görülmüştür. Ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 53,854 MPa (N/mm²)’dır. Benzer şekilde dördüncü senaryoda da kesici dişlerin insizal kenarlarından kole bölgesine görülen stres değeri azalmaktadır ve görülen maksimum Von Mises değeri 53,186 MPa (N/mm²)’dır. Benzer şekilde Nguyen ve ark.(137) yaptıkları sonlu eleman analizinde şeffaf plak materyalinde anterior bölge üzerine uygulanan çiğneme kuvveti sonucunda kuvvetin kesici dişler bölgesinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir.

Gerçekleştirilen sonlu eleman analizinde 16 nolu dişin okluzal yüzeyinde her iki materyal için de yüksek Von Mises gerilim alanları izlenmektedir. Schuster ve ark.(138) yaptıkları çalışmada ağız içerisinde kullanımdan sonra şeffaf plaklarda daha fazla sertlik ve yüzey modifikasyonları bulmuşlardır. Ayrıca plak yüzeyinde kalsifiye alanlarla birlikte yüzeylerde çatlamların görüldüğünü ve tüberkül tepelerinde aşınmalar olduğunu bildirmişlerdir. İncelenen şeffaf plakların bukkal segmentlerinde, çiğneme kaynaklı bir sertlik artışı gösterdiği; ancak, bu etkinin mekanoterapi üzerindeki klinik anlamı bilinmemekte olduğunu bildirmişlerdir. Dolayısıyla tez çalışmamızın bulgularıyla, ağız içerisinde ve çiğneme kuvveti altında şeffaf plak yüzeylerinde oluşan aşınmaların tüberkül tepesinde olması bakımından benzerlik olduğu düşünülmektedir.

Şeffaf plaklarla ortodontik tedavide, diş üzerine etki eden kuvvetler plağın çeşitli şekillerde geri dönüşümlü deformasyonu ile oluşturulmaktadır. Gerçekleşen deformasyon sırasında plak dişlerden, özellikle seviyelenmemiş diş ve dişlere yakın yerden kalkma eğilimi gösterir. Dolayısıyla ark şeklinde deformasyon olmaktadır. Bu mekanizma, hareket ettirilecek dişe etki eden kuvvetleri etkileyen durumlardan biridir(139,140). Birinci ve dördüncü senaryoda 13 nolu diş hizasındaki maksimum Von Mises gerilimi görülen alan 12 nolu diş hizası ile kontak alanıdır. İkinci ve beşinci senaryoda 11 nolu diş hizasındaki maksimum Von Mises gerilimi görülen alan 12 nolu diş hizası ile kontak alanıdır. Farklı malzemelerin analiz edildiği bu iki senaryoda bulgular paralellik ve nicelik olarak benzerlik göstermektedir. Kontak alanlarında artan Von Mises gerilimleri diş yüzeyiyle birebir örtüşen temaslar olmaması sebebiyle gerçekleştiği düşünülmektedir.

Tez çalışmamızda sonlu eleman analizi gerçekleştirilen senaryolarda ikinci ve beşinci senaryolarda iki farklı şeffaf plaklara 13 nolu diş hizasından kuvvet uygulanmıştır. İkinci senaryoda görülen maksimum deformasyon 0,2407mm'dir. Aynı şartlar için beşinci senaryoda görülen maksimum deformasyon 0,2273mm'dir. Benzer şekilde iki farklı materyal için de maksimum deformasyon alanı kuvvet uygulanan yarım çenenin karşı tarafında, 27 nolu dişin bukkal yüzeyinde gingival sınırdadır. Brezniak(141), şeffaf plaklarla ortodontik tedavi mekaniğinde kuvvetin okluzal alanda daha yüksek ölçüde gerçekleştirilebildiğini, plağın gingival alanlarına doğru diş yüzeyi plak arasındaki yüzeyde ayrılma ve buna bağlı olarak kuvvette azalma meydana geldiğini bildirmiştir. Şeffaf plakların posterior bölgedeki diş yüzeylerinden ayrılma mekanik davranışı benzer şekilde gerçekleşmiştir. Tez çalışmamızda

benzer şekilde 13 nolu diş bölgesinden oluşturulan kuvvet sonucu plağın sol posterior bölgesinde, şeffaf plakta dişlerden bukkale doğru gerçekleşen ayrılma eğilimi gözlenmiştir.

Sonlu eleman analizi gerçekleştirilen senaryolarda üçüncü ve altıncı senaryolarda iki farklı şeffaf plaklara 16 nolu diş hizasından kuvvet uygulanmıştır. İkinci senaryoda görülen maksimum deformasyon 0,2407mm'dir. Aynı şartlar için beşinci senaryoda görülen maksimum deformasyon 0,2273mm'dir. Tez çalışmamızın bulguları değerlendirildiğinde benzer şekilde iki farklı materyal için de maksimum deformasyon alanı 27 nolu dişin bukkal yüzeyinde gingival sınırdadır. Posterior bölgeye doğru gidildikçe şeffaf plakta diş yüzeyinden uzaklaşma eğilimi artmaktadır. Cortona ve ark.(118) premolar rotasyonunun düzeltilmesini simüle ettikleri sonlu eleman analizi çalışmalarında, şeffaf plak yüzeyinde en yüksek deformasyonu ikinci molar dişin bukkal bölgesinde tespit etmişlerdir (ortalama maksimum şeffaf plak deformasyonu 0,28 mm). Benzer şekilde tez çalışmamızda farklı simülasyon şartlarında olmasına rağmen maksimum deformasyon ikinci molar diş bukkal yüzeyinde görülmüştür (ikinci senaryoda maksimum 0,24 mm ve beşinci senaryoda 0,22 mm). Ayrıca araştırmacılar, ataşmanlı ve ataşmansız modeller arasında şeffaf plak deformasyonu bakımından önemli bir fark bildirmemişlerdir. Ayrıca Rossini ve ark.(123) şeffaf plaklarla distalizasyonun gerçekleştirilmesini inceledikleri sonlu eleman analizi çalışmalarında maksimum şeffaf plak deformasyonunun ataşmanlı ve ataşmansız tüm senaryolarda, çalışmamıza benzer olarak, üst ikinci molar dişler hizasında bukkal gingival bölgede olduğunu göstermişlerdir.

Jindal ve ark.(88) çalışmalarına molar bölgede daha yüksek Von Mises stres bulguları görülürken, bu tez çalışmada en yüksek Von Mises değeri kanin bölgede kuvvet uygulama senaryolarında (117,40 ve 117,46 MPa) gerçekleşmiştir. Ayrıca yazarların çalışmalarına benzer şekilde tüm senaryolarda Dental LT şeffaf plak reçinesi ile Duran şeffaf plak materyali matematiksel olarak yakın değerlerde Von Mises stres değerleri saptanmıştır. Ancak hesaplanan Von Mises değerleri tez çalışmamızda yazarın sonuçlarına göre daha büyük rakamsal değerler şeklinde görülmektedir. Bunun sebepleri arasında üst ve alt şeffaf plak modellerinin incelenmesi, kuvvet uygulanmasında yüzey elemanlarının seçimi ve seçilen eleman boyutları, sayısı ve konumu olabileceği düşünülmektedir.

Geliştirilen farklı üretim teknikleri ve şeffaf plak malzeme özelliklerinin değerlendirilmesinde, çalışmamızda tasarımı oluşturulan üç boyutlu şeffaf plak sonlu eleman modeli kullanılarak, nicel bir deney gerçekleştirilebilir. Böylece istenilen yeni senaryoların

simülasyonu yapılarak, farklı materyaller araştırılabilir. Tez çalışmamızda incelenen bu şeffaf plak modeli, çok katmanlı olarak üretilen şeffaf plak malzemelerinin incelenmesinde veya plağın farklı bölgelerinde farklı kalınlık ve malzeme bileşiminin dahil edilmesiyle daha da geliştirilebilir ve bu teknikle incelenebileceği düşünülmektedir. Farklı firma verilerine göre test edilen plağın malzeme özellikleriyle, kuvvetlerin yönü ve niceliği değiştirilerek yeni bilgiler elde edilebilir. Ortodontik telin anterior ve posteriorda farklı sertlik değerlerine sahip olabileceği gibi, ortodontik diş hareketlerini daha iyi optimize etmek için hem yumuşak hem de sert polimerlerin özel bir oranına sahip olacak şekilde ortodontik plakların üretileceği ön görülmektedir.

Sonlu eleman analizinde türetilen kuvvet sistemlerini doğrulamak için yüksek kaliteli klinik deneyler gereklidir. Ek olarak, dişlere yerleştirilen ataşmanlar veya diğer ataşman tasarımlarıyla tekrarlanan simülasyonlar gibi diğer olasılıklar incelenerek çalışma geliştirilebilir ve entegre edilebilir. Daha ileri çalışmalarda şeffaf plak modellerinin kalınlığı değiştirilerek, ataşman eklenerek ya da hibrid materyaller kullanılarak farklı analizler gerçekleştirilebileceği düşünülmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında üç boyutlu yazıcı ile direkt olarak üretilen şeffaf plaklar ve ısıyla şekillendirilerek üretilen şeffaf plakların okluzal kuvvetler altındaki boyutsal değişimleri ve Von Mises gerilimleri sonlu eleman yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Çalışmanın sonuçları aşağıda özetlenmiştir.

- Keser bölgesindeki kuvvet uygulama senaryolarında her iki malzeme için de maksimum deformasyon bölgesi plağın palatinal bölgesi olarak izlenmiştir. (Dental LT 0,09mm, Duran 0,08mm).
- Şeffaf plak modeli boyunca posteriorda 16 nolu diş bölgesinde kuvvet uygulandığında, bukkal gingival marjin bölgesinde plakta dişlerden ayrılma eğiliminde artış olduğu (Dental LT 0,51mm, Duran 0,48mm) sonucuna varılmaktadır.
- Kanin bölgesinde şeffaf plaklar üzerine kuvvet uygulandığında karşıt yarım çenedeki ikinci molar dişlerin bukkal yüzeyinde (Dental LT 0,24mm, Duran 0,22mm) dişlerden ayrılmaya yönelik deformasyon bulguları izlenmiştir.
- Keser bölgesindeki kuvvet uygulama senaryolarında, kuvvet uygulamasına yakın yüzeylere gidildikçe ve dişlerin kontak alanları hizasında Von Mises stres değerleri artış göstermiştir.
- Kanin bölgesine uygulanan kuvvetlerde, iki şeffaf plak materyalinde de tüberkül tepesinde maksimum Von Mises değerleri hesaplanmıştır. (Dental LT 117,40 MPa, Duran 117,46 MPa)
- Dental LT şeffaf plak materyali, maksimum deformasyon izlenen kuvvet uygulama senaryolarında Duran şeffaf plak materyaline göre daha yüksek deformasyon değerleri göstermiştir.

KAYNAKÇA

1. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: A systematic review. *Angle Orthod.* 2015;85(5):881–9.
2. Mehta F, Mehta S. Aligners: the rapidly growing trend in orthodontics around the world. *Indian J Basic Appl Med Res.* 2014;3(4):402–9.
3. Tamer İ, Öztaş E, Marşan G. Orthodontic treatment with clear aligners and the scientific reality behind their marketing: a literature review. *Turkish J Orthod.* 2019;32(4):241.
4. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg.* 1945;31(6):297–304.
5. Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J.* 2017;62:58–62.
6. Martorelli M, Gerbino S, Giudice M, Ausiello P. A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dent Mater.* 2013;29(2):e1–10.
7. Ryu JH, Kwon JS, Jiang HB, Cha JY, Kim KM. Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners. *Korean J Orthod.* 2018;48(5):316–25.
8. Khosravani MR, Reinicke T. On the environmental impacts of 3D printing technology. *Appl Mater Today.* 2020;20:100689.
9. Tartaglia GM, Mapelli A, Maspero C, Santaniello T, Serafin M, Farronato M, et al. Direct 3D Printing of Clear Orthodontic Aligners : Current State and Future Possibilities. 2021;1–11.
10. Kohda N, Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Ahluwalia KS, Mizoguchi I. Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. *Angle Orthod.* 2013;83(3):476–83.
11. Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK. Force delivery properties of thermoplastic

- orthodontic materials. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;133(2):228–34.
12. Liu DS, Chen Y Te. Effect of thermoplastic appliance thickness on initial stress distribution in periodontal ligament. *Adv Mech Eng*. 2015;7(4):1–7.
 13. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 2015;219(11):521–9.
 14. Shivapuja P-K, Shah D, Shah N, Shah S. Direct 3d-printed orthodontic aligners with torque, rotation, and full control anchors. 2019;2.
 15. Jindal P, Juneja M, Siena FL, Bajaj D, Breedon P. Mechanical and geometric properties of thermoformed and 3D printed clear dental aligners. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 156(5):694–701.
 16. Peeters B, Kiratli N, Semeijn J. A barrier analysis for distributed recycling of 3D printing waste: Taking the maker movement perspective. *J Clean Prod*. 2019;241:118313.
 17. Lee KC, Park S-J. Digital intraoral scanners and alginate impressions in reproducing full dental arches: a comparative 3D assessment. *Appl Sci*. 2020;10(21):7637.
 18. Chia HN, Wu BM. Recent advances in 3D printing of biomaterials. *J Biol Eng*. 2015;9(1):1–14.
 19. Zaharia C, Gabor A-G, Gavrilovici A, Stan AT, Idorasi L, Sinescu C, et al. Digital dentistry-3D printing applications. *J Interdiscip Med*. 2017;2(1):50–3.
 20. Ahmad I, Al-Harbi F. 3D Printing in Dentistry 2019/2010. Quintessence Publishing; 2019.
 21. Peffley-Rout T. The advantage of digital dentistry [dissertation]. Allendale Gd Val State Univ. 2018;
 22. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*. 2006;29(3):317–35.
 23. Al Mortadi N, Jones Q, Eggbeer D, Lewis J, Williams RJ. Fabrication of a resin appliance with alloy components using digital technology without an analog impression. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2015;148(5):862–7.
 24. Graf S. Clinical guidelines for direct printed metal orthodontic appliances. In: Seminars

in Orthodontics. Elsevier; 2018. p. 461–9.

25. von Glasenapp J, Hofmann E, Süpple J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ. Comparison of two 3D-printed indirect bonding (IDB) tray design versions and their influence on the transfer accuracy. *J Clin Med*. 2022;11(5):1295.
26. Bobek SL. Applications of navigation for orthognathic surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin*. 2014;26(4):587–98.
27. Tsolakis IA, Gizani S, Panayi N, Antonopoulos G, Tsolakis AI. Three-dimensional printing technology in orthodontics for dental models: a systematic review. *Children*. 2022;9(8):1106.
28. Science OF. (12) Patent Application Publication (10) Pub . No .: US 2016 / 0271610 A1 Patent Application Publication. 2016;1(19):1–5.
29. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg*. 1945;31(6):297–304.
30. Ponitz RJ. Invisible retainers. *Am J Orthod*. 1971;59(3):266–72.
31. Sheridan JJ, LeDoux W, McMinn R. Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J Clin Orthod JCO*. 1993;27(1):37–45.
32. Rinchuse DJ. Active tooth movement with Essix-based appliances. *J Clin Orthod JCO*. 1997;31(2):109–12.
33. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod*. 2014;48(8):475–85.
34. Kuo E, Miller RJ. Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;123(5):578–81.
35. Boyd RL, Waskalic V. Three-dimensional diagnosis and orthodontic treatment of complex malocclusions with the invisalign appliance. *Semin Orthod*. 2001;7(4):274–93.
36. Beers A, Duong T. Mechanics of tooth movement with Invisalign. *Invisalign Syst New Malden, United Kingdom Quintessenz*. 2006;149–51.
37. Joffe L. Features section: Current products and practice invisalign ®: Early experiences. *J Orthod*. 2003;30(4):348–52.

38. Zheng M, Liu R, Ni Z, Yu Z. Efficiency, effectiveness and treatment stability of clear aligners: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2017;20(3):127–33.
39. Miethke RR, Vogt S. Vergleich der Parodontalbefunde zwischen Invisalign®-und Multibracketpatienten. *J Orofac Orthop.* 2005;66(3):219–29.
40. 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.
41. Joffe L. Invisalign®: early experiences. *J Orthod.* 2003;30(4):348–52.
42. Phan X, Ling PH. Clinical limitations of invisalign. *J Can Dent Assoc (Tor).* 2007;73(3):263–6.
43. Khosravi R, Gidarakou I, Salazar T. Essential factors in developing an efficient in-office aligner system. In: *Seminars in Orthodontics.* Elsevier; 2022.
44. Aljabaa AH. Clear aligner therapy—Narrative review. *J Int Oral Heal.* 2020;12(7):1.
45. Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. *Orthod waves.* 2006;65(2):64–72.
46. Bichu YM, Alwafi A, Liu X, Andrews J, Ludwig B, Bichu AY, et al. Advances in orthodontic clear aligner materials. *Bioact Mater.* 2023;22(September 2022):384–403.
47. Koenig N, Choi JY, McCray J, Hayes A, Schneider P, Kim KB. Comparison of dimensional accuracy between direct-printed and thermoformed aligners. *Korean J Orthod.* 2022;52(4):249–57.
48. Edelmann A, English JD, Chen SJ, Kasper FK. Analysis of the thickness of 3-dimensional-printed orthodontic aligners. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2020;158(5):e91–8.
49. 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.
50. Ye N, Wu T, Dong T, Yuan L, Fang B, Xia L. Precision of 3D-printed splints with

- different dental model offsets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2019;155(5):733–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2018.09.012>
51. Modulus F. FORMLABS MATERIAL PROPERTIES-STANDARD: Photopolymer Resin for Form 2 3D Printers 2 Material Properties Data METRIC METHOD Postcured Flexural Properties Ultimate Flexural Strength ≥ 50 MPa (no break). 2079;4–5.
 52. Knoell AC. A mathematical model of an in vitro human mandible. *J Biomech.* 1977;10(3):159–66.
 53. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*. Quintessence Publishing (IL); 1987.
 54. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod.* 1980;77(4):396–409.
 55. Güngör MA, Dündar M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2005;26:107–16.
 56. Sonugelen M, Artunç C. *Ağız Protezleri Ve Biomekanik*. Ege Üniversitesi; 2002.
 57. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J Prosthet Dent.* 1982;47(3):317–29.
 58. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463–71.
 59. Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016;6(2):110.
 60. Papageorgiou SN, Keilig L, Hasan I, Jäger A, Bourauel C. Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances: a finite element analysis. *Eur J Orthod.* 2016;38(3):300–7.
 61. Elshazly TM, Bourauel C, Aldesoki M, Ghoneima A, Abuzayda M, Talaat W, et al. Computer-aided finite element model for biomechanical analysis of orthodontic aligners. *Clin Oral Investig.* 2022;(0123456789).
 62. Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE. Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019;11(Suppl 2):S85.

63. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e. Pearson Education India; 2011.
64. Hughes TJR. The finite element method prentice-hall. New Jersey. 1987;
65. Kutz M. Mechanical engineers' handbook. John Wiley & Sons Incorporated; 1998.
66. Morse PM, Feshbach H. Methods of theoretical physics. Am J Phys. 1954;22(6):410–3.
67. McCabe JF. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi. 1999;96:57.
68. Skinner EW. The science of dental materials. Saunders; 1954.
69. Greener EH, Harcourt JK, Lautenschlager EP. Materials science in dentistry. Williams & Wilkins; 1972.
70. Baran N. Finite element analysis on microcomputers. McGraw-Hill Companies; 1988.
71. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences; 2012.
72. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book. Elsevier Health Sciences; 2012.
73. Chabrier F, Lloyd CH, Scrimgeour SN. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. Dent Mater. 1999;15(1):33–8.
74. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585–98.
75. J. Dean. FEA/FEM: 1st and 2nd order 1-dimen shape functions. 2019.
76. Song C, Ooi ET, Natarajan S. A review of the scaled boundary finite element method for two-dimensional linear elastic fracture mechanics. Eng Fract Mech. 2018;187:45–73.
77. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003;123(4):367–73.
78. İnan M. Cisimlerin mukavemeti. Birsen Yayınevi; 1984.
79. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech. 1973;6(5):511–20.

80. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983;62(2):82–6.
81. Thomasa RL, de Rijk WG, Evans CA. Tensile and shear stresses in the orthodontic attachment adhesive layer with 3D finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999;116(5):530–2.
82. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, et al. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec Part A Discov Mol Cell Evol Biol An Off Publ Am Assoc Anat.* 2005;283(2):259–74.
83. Gere JM, Goodno BJ. *Mechanics of materials.* Cengage learning; 2012.
84. Korioto TWP, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997;8(1):90–104.
85. Williams KR, Edmundson JT. Orthodontic tooth movement analysed by the finite element method. *Biomaterials.* 1984;5(6):347–51.
86. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Derg.* 2010;11(1):18–23.
87. RAMOĞLU S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2014;24(3):175–80.
88. Jindal P, Worcester F, Siena FL, Forbes C, Juneja M, Breedon P. Mechanical behaviour of 3D printed vs thermoformed clear dental aligner materials under non-linear compressive loading using FEM. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;112(June):104045.
89. Tamburrino F, D'Antò V, Bucci R, Alessandri-Bonetti G, Barone S, Rationale AV. Mechanical properties of thermoplastic polymers for aligner manufacturing: In vitro study. *Dent J.* 2020;8(2).
90. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod.* 2015 Sep;85(5):881–9.
91. 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.* 2009;135(1):27–35.
92. Al-Nadawi M, Kravitz ND, Hansa I, Makki L, Ferguson DJ, Vaid NR. Effect of clear aligner wear protocol on the efficacy of tooth movement: A randomized clinical trial. *Angle Orthod.* 2021;91(2):157–63.
 93. BARONE S, PAOLI A, NERI P, RAZIONALE AV, GIANNESSE M. Mechanical and Geometrical Properties Assessment of Thermoplastic Materials for Biomedical Application BT - *Advances on Mechanics, Design Engineering and Manufacturing : Proceedings of the International Joint Conference on Mechanics, Design Engineering &.* In: Eynard B, Nigrelli V, Oliveri SM, Peris-Fajarnes G, Rizzuti S, editors. Cham: Springer International Publishing; 2017. p. 437–46.
 94. Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dent Mater J.* 2011;30(6):954–9.
 95. Elshazly TM, Keilig L, Alkabani Y, Ghoneima A, Abuzayda M, Talaat W, et al. Potential Application of 4D Technology in Fabrication of Orthodontic Aligners. *Front Mater.* 2022;8(1):1–9.
 96. Lee SY, Kim H, Kim HJ, Chung CJ, Choi YJ, Kim SJ, et al. Thermo-mechanical properties of 3D printed photocurable shape memory resin for clear aligners. *Sci Rep.* 2022;12(1):1–10.
 97. McCarty MC, Chen SJ, English JD, Kasper F. Effect of print orientation and duration of ultraviolet curing on the dimensional accuracy of a 3-dimensionally printed orthodontic clear aligner design. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2020;158(6):889–97.
 98. Can E, Panayi N, Polychronis G, Papageorgiou SN, Zinelis S, Eliades G, et al. In-house 3D-printed aligners: effect of in vivo ageing on mechanical properties. *Eur J Orthod.* 2022;44(1):51–5.
 99. Yan Song MA, Fang DY, Zhang N, Ding XJ, Zhang KY, Bai YX. Mechanical properties of orthodontic thermoplastics PETG/PC2858 after blending. *Chin J Dent Res.* 2016;19:43–8.
 100. Alexandropoulos A, Al Jabbari YS, Zinelis S, Eliades T. Chemical and mechanical

- characteristics of contemporary thermoplastic orthodontic materials. *Aust Orthod J*. 2015;31(2):165–70.
101. Gracco A, Mazzoli A, Favoni O, Conti C, Ferraris P, Tosi G, et al. Short-term chemical and physical changes in invisalign appliances. *Aust Orthod J*. 2009;25(1):34–40.
 102. Vardimon AD, Robbins D, Brosh T. In-vivo von Mises strains during Invisalign treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;138(4):399–409.
 103. Ahn H-W, Ha H-R, Lim H-N, Choi S. Effects of aging procedures on the molecular, biochemical, morphological, and mechanical properties of vacuum-formed retainers. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015;51:356–66.
 104. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2017;152(4):557–65.
 105. Kasparova M, Grafova L, Dvorak P, Dostalova T, Prochazka A, Eliasova H, et al. Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *Biomed Eng Online*. 2013;12(1):1–11.
 106. Siller J, Villanueva D, Cozad BE, English JD, Kasper FK. Optimization of 3D printed orthodontic models for thermoformed appliance fabrication. 2019 IADR/AADR/CADR General Session & Exhibition; 2019.
 107. Ko J, Bloomstein RD, Briss D, Holland JN, Morsy HM, Kasper FK, et al. Effect of build angle and layer height on the accuracy of 3-dimensional printed dental models. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2021;160(3):451-458.e2. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.11.039>
 108. Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-dimensionally printed full-arch dental models: A systematic review. *J Clin Med*. 2020;9(10):1–18.
 109. Brown GB, Currier GF, Kadioglu O, Kierl JP. Accuracy of 3-dimensional printed dental models reconstructed from digital intraoral impressions. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2018;154(5):733–9.
 110. Nasef AA, El-Beialy AR, Eid FHK, Mostafa YA. Accuracy of Orthodontic 3D Printed

- Retainers versus Thermoformed Retainers. *Open J Med Imaging*. 2017;07(04):169–79.
111. Maspero C, Tartaglia GM. 3D printing of clear orthodontic aligners: Where we are and where we are going. *Materials (Basel)*. 2020;13(22):1–4.
 112. Bucci R, Rongo R, Levatè C, Michelotti A, Barone S, Razionale AV, et al. Thickness of orthodontic clear aligners after thermoforming and after 10 days of intraoral exposure: a prospective clinical study. *Prog Orthod*. 2019;20:1–8.
 113. Barone S, Neri P, Paoli A, Razionale A V., Tamburrino F. Development of a DLP 3D printer for orthodontic applications. *Procedia Manuf [Internet]*. 2019;38(2019):1017–25. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2020.01.187>
 114. Johal A, Sharma NR, McLaughlin K, Zou L-F. The reliability of thermoform retainers: a laboratory-based comparative study. *Eur J Orthod*. 2014;37(5):503–7.
 115. Cole D, Bencharit S, Carrico CK, Arias A, Tüfekçi E. Evaluation of fit for 3D-printed retainers compared with thermoform retainers. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2019;155(4):592–9.
 116. 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*. 2017;87(1):11–8.
 117. 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.
 118. 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*. 2020;90(2):247–54.
 119. Ulusoy Ç, Darendeliler N. Çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmenin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2008;25(2):25–32.
 120. Field C, Ichim I, Swain M V, Chan E, Darendeliler MA, Li W, et al. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009;135(2):174–81.
 121. Savignano R, Valentino R, Razionale A V, Michelotti A, Barone S, D'anto V.

- Biomechanical effects of different auxiliary-aligner designs for the extrusion of an upper central incisor: a finite element analysis. *J Healthc Eng.* 2019;2019.
122. Lombardo L, Arreghini A, Maccarrone R, Bianchi A, Scalia S, Siciliani G. Optical properties of orthodontic aligners—spectrophotometry analysis of three types before and after aging. *Prog Orthod.* 2015;16(1):1–8.
 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. Schupp W, Haubrich J, Neumann I. Treatment of anterior open bite with the Invisalign system. *J Clin Orthod.* 2010;44(8):501–7.
 125. Harris K, Ojima K, Dan C, Upadhyay M, Alshehri A, Kuo C-L, et al. Evaluation of open bite closure using clear aligners: a retrospective study. *Prog Orthod.* 2020;21(1):1–9.
 126. Hahn W, Engelke B, Jung K, Dathe H, Kramer FJ, Rödiger T, et al. The influence of occlusal forces on force delivery properties of aligners during rotation of an upper central incisor. *Angle Orthod.* 2011;81(6):1057–63.
 127. Proffit WR, Fields HW, Nixon WL. Occlusal forces in normal-and long-face adults. *J Dent Res.* 1983;62(5):566–70.
 128. MARGHITU D. 4 Theory of Mechanisms. *Mech Eng Handb.* 2001;189.
 129. Gold BP, Siva S, Duraisamy S, Idaayath A, Kannan R. Properties of Orthodontic Clear Aligner Materials - A Review. *J Evol Med Dent Sci.* 2021;10(37):3288–94.
 130. FUJITA Y, KIMURA H, YANAGISAWA W, INOU N, MAKI K. Experimental Verification of Finite Element Analysis for a Thermoplastic Orthodontic Aligner. *Showa Univ J Med Sci.* 2014;26(2):139–47.
 131. Inoue S, Yamaguchi S, Uyama H, Yamashiro T, Imazato S. Influence of constant strain on the elasticity of thermoplastic orthodontic materials. *Dent Mater J.* 2020;39(3):415–21.
 132. 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.* 2016;10(4):387–400.

133. Cheng Y, Gao J, Fang S, Wang W, Ma Y, Jin Z. Torque movement of the upper anterior teeth using a clear aligner in cases of extraction: a finite element study. *Prog Orthod.* 2022;23(1).
134. Bakdach WMM, Haiba M, Hadad R. Changes in surface morphology, chemical and mechanical properties of clear aligners during intraoral usage: A systematic review and meta-analysis. *Int Orthod.* 2022;20(1):100610.
135. Lepley CR, Throckmorton GS, Ceen RF, Buschang PH. Relative contributions of occlusion, maximum bite force, and chewing cycle kinematics to masticatory performance. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;139(5):606–13.
136. 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):1–8.
137. Tri AN. Los Angeles Quantitative Evaluation Criteria for the Mechanical Properties of Orthodontic Clear Aligners A thesis submitted in partial satisfaction of the requirements for the degree of Master of Science in Oral Biology by Alan Tri Nguyen. 2020;
138. Schuster S, Eliades G, Zinelis S, Eliades T, Bradley TG. Structural conformation and leaching from in vitro aged and retrieved Invisalign appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126(6):725–8.
139. Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Gruber R, et al. Torquing an upper central incisor with aligners—acting forces and biomechanical principles. *Eur J Orthod.* 2010;32(6):607–13.
140. Hahn W, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Zapf A, Kubein-Meesenburg D, et al. Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(1):12-e1.
141. Brezniak N. The Clear Plastic Appliance: A Biomechanical Point of View. *Angle Orthod.* 2008;78(2):381–2.