



T.C.
BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

ŞEFFAF PLAK TEDAVİLERİNDE KULLANILAN FARKLI
ATAŞMAN TİPLERİ VE KONUMLARININ MANDİBULAR
BİRİNCİ PREMOLAR DIŞLERİN ROTASYON HAREKETİNE
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Erkan SULTANOĞLU

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Hakan Gürcan GÜREL

Aralık, 2024



T.C.
BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

ŞEFFAF PLAK TEDAVİLERİNDE KULLANILAN FARKLI
ATAŞMAN TİPLERİ VE KONUMLARININ MANDİBULAR
BİRİNCİ PREMOLAR DIŞLERİN ROTASYON HAREKETİNE
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Erkan SULTANOĞLU

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Hakan Gürcan GÜREL

Aralık, 2024

Tez Onay Sayfası



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar tüm aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezin içinde yer alan bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, kullanmış olduğum bütün bilgilere kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin yürütülmesi ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Erkan SULTANOĞLU



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Bu tez, uzun ve zorlu bir yolculuğun sonucunda ortaya çıkmıştır. Bu süreçte bana destek olan pek çok kişiye minnettarım. Öncelikle, doktora sürecim boyunca her zaman yanımda olan aileme en derin teşekkürlerimi iletmek isterim. Bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak araştırmalarımı şekillendiren danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Hakan Gürcan Gürel'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Doktora sürecimin tamamında ve çalışmalarım sırasında bana destek veren, tavsiyeleriyle katkı sağlayan değerli hocam Prof. Dr. Muzaffer Gülyurt'a teşekkür ederim. Son olarak, bu tezin hazırlanmasında emeği geçen “Tinuz Technologies” şirketine de teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İç Kapak	-
Tez Onay Sayfası	-
BEYAN	iii
İTHAF	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGE/SEMBOL VE KISALTMALAR LİSTESİ	ix
TABLO LİSTESİ	x
ŞEKİL LİSTESİ	xi
TÜRKÇE ÖZET ve ANAHTAR KELİMELEER	xiv
İNGİLİZCE ÖZET ve ANAHTAR KELİMELEER	xv
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Şeffaf Plakların Tarihçesi	2
2.1.1. Birinci Nesil Şeffaf Plaklar	3
2.1.2. İkinci Nesil Şeffaf Plaklar	3
2.1.3. Üçüncü Nesil Şeffaf Plaklar	4
2.2 Şeffaf Plaklarla Tedavi Sistemleri	5
2.2.1. Essix Sistemleri	5
2.2.2. CAD/CAM Sistemleri	5
2.2.3. Tek aşamalı plak sistemleri (Invisalign, EonAligner)	6
2.2.3.1. Invisalign	6
2.2.3.2. Eon Aligner	6
2.2.4. Üç aşamalı plak sistemleri (CA-Clear Aligner, ECligner, Clearfix)	6
2.2.4.1. ClearAligner sistem	6
2.2.4.2. ECligner (eClear International, Seul, Kore) sistem.	7

2.3. Şeffaf Apareylerde Diş Hareketi.....	7
2.3.1. Diş Hareketlerinin Mekanikliği.....	7
2.3.2. Diş Hareketlerinde Şeffaf Plaklar	8
2.3.3. Şeffaf Plaklarda Diş Hareketlerinin Doğruluğu.....	8
2.3.3.1. Ekspansiyon.	8
2.3.3.2. Konstrüksiyon.	8
2.3.3.3. İntrüzyon.	9
2.3.3.4. Ekstrüzyon.....	9
2.3.3.5. Devrilme (Tipping).	9
2.3.3.6. Tork.	9
2.3.3.7. Rotasyon.....	9
2.3.3.8. Paralel Hareket (Translasyon).....	10
2.4. Şeffaf Plaklarda Ataşmanlar	10
2.5. Şeffaf Plaklar ile Tedavinin Avantaj, Dezavantaj ve Sınırlamaları	11
2.5.1. Şeffaf Plak ile Tedavinin Avantajları.....	11
2.5.2. Şeffaf Plaklar ile Tedavinin Dezavantajları	11
2.5.3. Şeffaf Plaklar ile Tedavinin Sınırlamaları.....	12
2.6. Fiziksel Gerinim ve Stres Tespit Yöntemleri.....	12
2.6.1. Hayvan Deneyi Metodu	12
2.6.2. Matematiksel Modelleme Yöntemi.....	12
2.6.3. Foto-elastik Stres Ölçüm Metodu	12
2.6.4. Lazer Holografı Metodu.....	13
2.6.5. Sonlu Elemanlar Analizi Metodu.....	13
2.6.5.1. Sonlu Elemanlar Analizi Metodu ve Uygulanması.....	13
2.6.5.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Ortodontide Kullanımı.....	16
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	19
3.1 Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Dişlerin ve Ligamentin Modellenmesi	20

3.2. Ataşman ve Şeffaf Plağın Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	21
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	27
3.4. Malzeme Tanımları	27
3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	28
3.6. Kantitatif Model Bilgileri.....	29
3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	30
4. BULGULAR.....	31
5. TARTIŞMA	53
5.1. Şeffaf Plaklar Üzerinde Oluşan Maksimum Von Mises Değeri Stres Dağılımlarının ve Plakların Hareketlerinin Değerlendirilmesi	58
5.2. Modellerin Periodontal Ligamentteki Von Mises Stres Dağılımının Değerlendirilmesi.....	58
5.3. Dişlerin Yer Değiştirme Miktarlarının Değerlendirilmesi.....	59
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	60
I. KAYNAKÇA.....	61
II. EKLER	69
EK 1. Etik Kurul Onayı.....	69
III. İNTİHAL RAPORU	70

SİMGE/SEMBOL VE KISALTMALAR LİSTESİ

BT	Bilgisayarlı Tomografi
CA	Clear Aligner
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli İmalat
Mm	Milimetre
MPa	Mega Paskal
PDL	Periodontal Ligament



TABLO LİSTESİ

Tablo No	Tablo Adı	Sayfa No
Tablo 3. 1	Çalışmada karşılaştırılan modellerinin gruplaması.....	23
Tablo 3. 2	Çalışmada kullanılan malzemelerin fiziksel özellikleri.	28
Tablo 3. 3	Kantitatif model bilgileri.....	29
Tablo 4. 1	Çalışmada değerlendirilen tüm grupların sonuçları (PDL üzerinde oluşan Von mises stresleri, şeffaf plak toplam yer değiştirme, toplam dış yer değiştirme).....	32



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil No	Şekil Adı	Sayfa No
Şekil 3. 1	Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi	19
Şekil 3. 2	Üç boyutlu mandibular kemik modeli	20
Şekil 3. 3	Üç boyutlu periodontal ligament ve diş modeli.....	21
Şekil 3. 4	Çalışmada kullanılan ataşman şekilleri	21
Şekil 3. 5	Çalışmada kullanılan şeffaf plak modeli.	22
Şekil 3. 6	Grup 1 çalışma modeli görüntüsü.....	23
Şekil 3. 7	Grup 2 çalışma modeli görüntüsü.....	24
Şekil 3. 8	Grup 3 çalışma modeli görüntüsü.....	24
Şekil 3. 9	Grup 4 çalışma modeli görüntüsü.....	24
Şekil 3. 10	Grup 5 çalışma modeli görüntüsü.....	25
Şekil 3. 11	Grup 6 çalışma modeli görüntüsü.....	25
Şekil 3. 12	Grup 7 çalışma modeli görüntüsü.....	25
Şekil 3. 13	Grup 8 çalışma modeli görüntüsü.....	25
Şekil 3. 14	Grup 9 çalışma modeli görüntüsü.....	26
Şekil 3. 15	Grup 10 çalışma modeli görüntüsü.....	26
Şekil 3. 16	Grup 11 çalışma modeli görüntüsü.....	26
Şekil 3. 17	Grup 12 çalışma modeli görüntüsü.....	26
Şekil 3. 18	Grup 13 çalışma modeli görüntüsü.....	27
Şekil 3. 19	Geometrik mesh modeli.....	27
Şekil 3. 20	Aktivasyon kuvveti.....	29
Şekil 3. 21	Sınır koşulları.....	29
Şekil 4. 1	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 1.....	33
Şekil 4. 2	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 2.....	34
Şekil 4. 3	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 3.....	34
Şekil 4. 4	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 4.....	35

Şekil 4. 5	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 5.....	35
Şekil 4. 6	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 6.....	36
Şekil 4. 7	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 7.....	36
Şekil 4. 8	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 8.....	37
Şekil 4. 9	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 9.....	37
Şekil 4. 10	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 10.....	38
Şekil 4. 11	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 11.....	38
Şekil 4. 12	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 12.....	39
Şekil 4. 13	PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 13.....	39
Şekil 4. 14	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 1	40
Şekil 4. 15	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 2	40
Şekil 4. 16	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 3	41
Şekil 4. 17	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 4	41
Şekil 4. 18	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 5	42
Şekil 4. 19	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 6	42
Şekil 4. 20	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 7	43
Şekil 4. 21	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 8	43
Şekil 4. 22	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 9	44
Şekil 4. 23	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 10	44
Şekil 4. 24	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 11	45
Şekil 4. 25	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 12	45
Şekil 4. 26	Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 13	46
Şekil 4. 27	Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 1	46
Şekil 4. 28	Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 2	47
Şekil 4. 29	Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 3	47
Şekil 4. 30	Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 4	48
Şekil 4. 31	Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 5	48

Şekil 4. 32	Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 6	49
Şekil 4. 33	Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 7	49
Şekil 4. 34	Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 8	50
Şekil 4. 35	Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 9	50
Şekil 4. 36	Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 10	51
Şekil 4. 37	Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 11	51
Şekil 4. 38	Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 12	52
Şekil 4. 39	Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 13	52



TÜRKÇE ÖZET ve ANAHTAR KELİMELELER

Sultanoğlu, E (2024). Şeffaf Plak Tedavilerinde Kullanılan Farklı Ataşman Tipleri ve Konumlarının Mandibular Birinci Premolar Dişlerin Rotasyon Hareketine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Biruni Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, İstanbul.

Şeffaf plak tedavilerinde kullanılan ataşman şekillerinin ve konumlarının mandibular birinci premolar dişlerde rotasyon hareketine ve şeffaf plak retansiyonuna etkisini ayrıca canlı dokularda oluşan stres değerlerini sonlu elemanlar stres analiz metodu ile incelemek ve karşılaştırmaktır. Çalışma için mandibular dişli bir model oluşturulmuş birinci premolar diş 30° rotasyonlu modellenmiştir. Birinci premolar diş üzerine yatay dikdörtgen, dikey dikdörtgen, elipsoid, semi elipsoid ataşmanlar bukkal, lingual ve kombine bukkal ve lingual şekilde yerleştirilerek 13 ayrı grup oluşturulmuştur. Ataşmansız bir model kontrol grubu olarak oluşturulmuştur. 13 model üzerine birinci premolar dişe 0,25 mm'lik aktivasyon hareketi uygulanmıştır. Sonlu elemanlar stres analiz metodu ile şeffaf plak yer değiştirmesi, periodontal ligament (PDL) üzerinde oluşan Von mises stresler ve diş yer değiştirmeleri değerlendirilmiştir. PDL'de oluşan en yüksek stres değeri hem bukkal hem de linguale yatay dikdörtgen ataşman yerleştirilen grupta gözlemlenmiştir (0,1971 MPa). Şeffaf plaklarda en az yer değiştirme hareketi hem bukkal hem de linguale semi elipsoid ataşman yerleştirilen grupta gözlemlenmiştir (0,1441 mm). Dişteki en fazla yer değiştirme ise hem bukkal hem de linguale yatay dikdörtgen ataşman yerleştirilen grupta gözlemlenmiştir (0,1267 mm). Dişteki en az yer değiştirme ise sadece linguale dikey dikdörtgen ataşman yerleştirilen grupta gözlemlenmiştir (0,07283 mm). Ataşmanlı gruplar ataşmansız gruplara göre daha iyi retansiyon sağlamıştır. Yatay dikdörtgen ataşman yerleştirilmiş modellerde diğer modellere göre belirgin şekilde daha fazla diş hareketi gözlemlenmiştir. Diş hareketi sonucuna paralel olarak yatay dikdörtgen ataşman yerleştirilmiş gruplarda PDL'de oluşan Von mises stresleri daha yüksektir.

Anahtar Kelimeler: Ataşman, Rotasyon Hareketi, Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Şeffaf Plak Tedavisi

İNGİLİZCE ÖZET ve ANAHTAR KELİMELER

Sultanoğlu, E (2024). Şeffaf Plak Tedavilerinde Kullanılan Farklı Ataşman Tipleri ve Konumlarının Mandibular Birinci Premolar Dişlerin Rotasyon Hareketine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Biruni Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, İstanbul.

The purpose of this study is to examine and compare the effects of attachment shapes and positions used in clear aligner treatments on rotation movement and clear aligner retention in mandibular first premolar teeth. Additionally, the stress values formed in living tissues were investigated with a finite element stress analysis method. A mandibular model was created, and the first premolar tooth was modeled with 30° rotation. Horizontal rectangular, vertical rectangular, ellipsoid, semi ellipsoid attachments were placed on the first premolar tooth in buccal, lingual and combined buccal and lingual forms to create 13 separate groups. A model without attachment was created as a control group. 0.25 mm activation movement was applied. Clear aligner displacement, Von mises stresses formed on the periodontal ligament (PDL) and tooth displacements were evaluated with finite element stress analysis method. The highest stress value in PDL was observed in the group where horizontal rectangular attachments were placed both buccally and lingually (0.1971 MPa). The least displacement movement in clear aligners was observed in the group where semi ellipsoid attachments were placed both buccally and lingually (0.1441 mm). The highest displacement in the tooth was observed in the group where horizontal rectangular attachments were placed both buccally and lingually (0.1267 mm). The least displacement in the tooth was observed in the group where only vertical rectangular attachments were placed lingually (0.07283 mm). Groups with attachments provided better retention than groups without attachments. Significantly more tooth movement was observed in models with horizontal rectangular attachments compared to other models. In parallel with the tooth movement results, Von mises stresses in the PDL were higher in groups with horizontal rectangular attachments.

Keywords: Attachment, Clear Aligner Treatment, Finite Element Stress Analysis, Rotation Movement

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde estetik dental işlemlere talebin artmasıyla şeffaf plaklar ile ortodontik tedavi uygulamalarına ilgi büyümüşür (Johal and Bondemark, 2021). İlk defa 1999'da klinik uygulanmaya giren şeffaf plaklar günümüzde farklı firmalar ile tasarlanmakta ve üretilmektedir. Daha estetik görüntüsünün olması, kullanım kolaylığı, kısa randevu süresi, beslenme ve ağız hijyeninin daha kolay sağlanması şeffaf plak tedavilerinin avantajları arasındadır (AH Ali and Miethke, 2012; Joffe, 2003). Bunların yanında kök paralelliğinin yeterince sağlanamaması, rotasyon düzeltmedeki noksanları, ekstrüzyonun sınırlı kalması, intermaksiller tedavilerde eksiklik, hekim kontrolünün sağlanmasında zorlanma ve maliyetin artması şeffaf plak tedavilerindeki dezavantajlar olarak sayılabilir (AlSeraidi et al., 2021). Kesling 1945'de ufak diş hareketlerinin ısı ile şekil alan şeffaf plaklarla oluşturulabileceğini duyurmuştur (Kesling, 1945). Diş hareketleri sağlamak için geliştirilen tekniklerden biri de Essix Sistem, Raintree Essix (1992, New Orleans, ABD)'dir. Modifikasyonlar oluşturulmuş alçı modeller veya özel penslerle şekillendirilmiş plaklar yapılarak, diş hareketleri kontrol edilmiştir (Sheridan et al., 1995). Şeffaf plak tedavilerinde tutuculuğu artırmak ve karmaşık diş hareketlerini kolaylaştırmak amacıyla değişik şekillerde ataşmanlar tasarlanmıştır (Simon et al., 2014). Farklı şekillerdeki ataşmanlar, uzmanlara farklı diş hareketlerini oluşturmak için fırsat vermektedir (Dasy et al., 2015).

Çalışmamızın amacı şeffaf plak tedavilerinde mandibular birinci premolar dişin rotasyon hareketi için kullanılan ataşmanların şekil ve konumlarının; şeffaf plakların retansiyonu ve diş hareketlerine etkisini incelemek ayrıca PDL'de oluşan stresleri değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Şeffaf Plakların Tarihçesi

Diş hekimliğinin en eski uzmanlık dallarından olan ortodontinin 200 yılı aşkın bir geçmişi vardır. Hipokrat ve Aristoteles, diş pozisyonlarını düzeltmek ve tedavi etmek için MÖ 3. ve 5. yy. arasında çalıştıkları bilinmektedir. Etrüsk kazıları, dişleri birbirine bağlayan teller ve bantlarla kaplı insan çenelerini ortaya çıkardı. Pierre Fauchard "Modern Diş Hekimliğinin Babası" olarak bilinmektedir ve 1728'de The Surgeon Dentist adlı bir kitap yayınlamıştır. Edward Angle 1901 de ilk defa bir ortodonti okulu kurmuştur. 20. yy.'da "şerit ark" aparatı olarak bilinen sabitleme aparatları kalıplanmış altın bir banttan ve lehimlenmiş bir telden oluşuyordu ve ark telini braketlere tutturmak için tel ligatürler ve pinler kullanıldı. 1950'lerde ve 1960'larda bantlar paslanmaz çelikten yapılmaya başlandı. O zamanlar tutucular, "sıfır dereceli apareyler" olarak tanınıyordu. Dr. Lawrence Andrews 1970 yılında, braketlerin tabanına tutucuları yerleştirmeyi önerdi ve ark telini bükme ihtiyacı ortadan kalktı. Bu teknik 'düz tel tekniği' olarak bilinir ve sabit apareylerin standardı olmaya devam etmektedir. İlk defa şeffaf plaklar, Kesling tarafından 1940'lı yıllarda tanıtılmıştır (Vlaskalic and Boyd, 2001).

Kesling diş pozisyonlarını düzenlemek için hizalayıcı teorisi desteklemiş ve ortodontik tedavinin son aşamaları için bir diş konumlandırma aparatı oluşturmuştur (Kesling, 1946).

Kullandığı aparat, dişlerin laboratuvar mumu sarılması ile oluşturulan esnek bir kauçuktan üretiliyordu (Phan and Ling, 2007). Bu aparey, arktaki dişlerin hem hizasını koruyor hem de ufak diş hareketlerini oluşturunuyordu. Otuz yıl sonra Ponitz adlı araştırmacı, Kesling'in bu fikri çerçevesinde küçük diş hareketleri oluşturan "Invisible retainer" adında bir aparey tanıtmıştır. 90'ların başında Sheridan, şeffaf plaklar kullanma tekniğini interproksimal diş küçültme teorisi ile tanımlamıştır (Sheridan, 1993). Bu teknik bireysel hazırlanan plaklar ile diş hareketleri oluşturma mantığı ile hareket ediyordu ve her diş hareketi için "Kesling set- up" gerekliydi. Her randevuda yeni bir ölçü alınması yüzünden uzun bir klinik ve laboratuvar zamanına ihtiyaç duyuluyordu. CAD/CAM kullanılarak üretilen Invisalign sistemi 1997 yılında

tanıtılmıştır. Bu teknoloji, tek bir ölçüden birden fazla diş set-up'ın oluşturulmasına olanak sağlar (Hajeer et al., 2004). Şeffaf plaklar 3 nesilde incelenmektedir.

2.1.1. Birinci Nesil Şeffaf Plaklar

Hizalama teorisine dayanan başka hiçbir yardımcı aparat istemeyen en eski sistemdir. Üzerine yapılan çalışmalar da kısıtlıdır. Djeu ve ark. 2005 yılında Invisalign şeffaf plaklar ile ve sabit ortodonti ile tedavisi yapılan 2 grup üzerine çalışma yapmıştır (Djeu et al., 2005). Kök angulasyonu değişimleri ve marjinal sırt düzeltimi ile ilgili belirgin farklılık gözlemlenmemiştir. Fakat okluzal ilişki, okluzal temaslar, bukkolingual inklinasyon ve overjet düzeltiminde sabit ortodontik mekanikler daha iyi sonuç vermiştir. Ciddi anterio-posterior uyumsuzluklar ve oklüzal temasların tedavisinde şeffaf plaklar yetersiz kalmıştır. Buna karşılık boşluk kapatma, anterior rotasyonlar ve marjinal sırt yüksekliklerinin düzeltiminde ise daha başarılı olduğu bildirilmiştir (Djeu et al., 2005).

2.1.2. İkinci Nesil Şeffaf Plaklar

Şeffaf plak tedavilerinin geliştirilmesi ile diş hareketleri ve ortodontik tedavinin başarısı için dişlerin üzerine kompozitten yapılan ataşmanlar kullanılmaya başlanmıştır (Kravitz et al., 2009). Kravitz ve ark. (2009), interproksimal redüksiyon ve rotasyon gerektiren kanin dişlerinde ikinci nesil şeffaf plaklarda ataşmanlar ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. Çalışmalarında 51 adet rotasyonlu kanin dişi şeffaf plaklar ile tedavisi incelenmiş, yazılım destekli şeffaf plaklar ile ataşman destekli ve interproksimal redüksiyon destekli şeffaf plakların tedavilerin sonuçlarının benzer olduğu gözlemlenmiştir (Kravitz et al., 2009). Kravitz ve ark. ayrıca bir kohort grubu ile farklı diş hareketlerinin elde edilebilirliği üzerine de çalıştılar. Ekstrüzyon hareketi %29,6, genel diş hareketlerinin %41 oranında oluşabileceğini gözlemlemişlerdir (Kravitz et al. 2009).

Bu çalışmalarda klinik olarak gerçekleşen diş hareketleri ile bilgisayarda tasarlanıp öngörülen sonuçlar arasında belirgin fark olduğu gözlemlenmiştir. Buna karşılık Krieger ve ark., şeffaf plaklar ile tedavi edilen hastalarda diş hareketlerinin gerçekleştiğini gözlemlemişlerdir. Maksiller çapraşıklık tedavisinde hastaların %48'inde kesici dişlerde interproksimal redüksiyon işe yaramıştır. Mandibulada ise interproksimal redüksiyona ek anterior dişlerde protrüzyon sağlanması gerektiği gözlemlenmiştir. Ayrıca klinik overbite azaltılmasında şeffaf plak tedavisinin

dengesizlikleri gözlemlenmiştir. Şeffaf plak sistemlerinde eksiklikler olduğu daha kontrollü ve güvenilir şekilde diş hareketlerinin sağlanması gerektiği düşünülmektedir (Krieger et al., 2011).

2.1.3. Üçüncü Nesil Şeffaf Plaklar

Şeffaf plaklarla diş hareketlerinin daha kontrollü yapılabilmesi için kuvvet iletim şekilleri değiştirmek istenmiştir. Bu şekilde tedavi sonuçları daha başarılı olması için yenilikler geliştirilmiştir.

Bilgisayar destekli yazılımlar tarafından otomatik olarak konumlandırılan ataşmanlar, ekstrüzyon, rotasyon düzeltimi ve kök hareketlerinin sağlanması gereken durumlarda kullanılır. Bu sistemin diğer nesillerden farkı ataşmanların diş hareket tipine göre otomatik yerleştirilmesidir. Uzman, diş hareketlerinin daha öngörülebilir şekilde gerçekleşeceği dişlere hassas olmayan ataşman yerleştirilmesini de talep edebilir. Şeffaf apareylerdeki basınç noktaları oluşturan girintiler, kökte tork ihtiyacı olan bölgelere konumlandırılır (Miethke and Brauner, 2007).

Rutin olarak üç farklı ataşman çeşidi tercih edilir: elipsoid, eğimli ve dikdörtgen. Hastalar apareyleri baştan sona sırasıyla kullandıkça ataşmanlar plak yüzeyine daha iyi oturur ve aktiflik yüzdesi artar. Elipsoid ataşmanlar, 3 mm yüksekliğinde, 2 mm genişliğinde ve 0.75-1 mm kalınlığındadır. Keserler, kaninler ve premolar dişlerde rotasyonlar için veya kök hareketleri için çift olarak kullanılır. Tek başına kullanıldıklarında rotasyon kontrolüne izin vermelidir (Hennessy and Al-Awadhi, 2016).

Kök dikleştirilmesini sağlamak ve kuvvet çifti oluşturmak için Elipsoid ataşmanlar çift olarak kullanılmalıdır. Eğimli ataşmanlar 3, 4 veya 5 mm genişliğinde, 2 mm yüksekliğinde ve 0.25-1.25 mm kalınlığında olabilirler. Diş ekstrüzyonu hareketinde tercih edilmektedir. Yapısal olarak plak ile diş arasındaki kaymayı engelleyen şekildedir. Bu da sabit braketlerin yapısını andırır. Dikdörtgen ataşmanlar 3, 4 veya 5 mm yüksekliğinde, 2 mm genişliğinde ve 0.5-1 mm kalınlığındadır. Bu ataşmanlar dişlerin paralel olarak hareket ettirilmesini sağlar. Kuvvet için mesafe daha fazladır. Büyük mezio-distal hareketler gerektiğinde kullanılmaktadır (Hennessy and Al-Awadhi, 2016).

2.2 Şeffaf Plaklarla Tedavi Sistemleri

2.2.1. Essix Sistemleri

Sheridan tarafından 1993’de tanıtılmış, sonrasında Raintree Essix (Raintree Essix, Inc., 4001 Division St, Metairie, LA ABD) tarafından geliştirilmiştir (Sheridan, 1993). Sheridan, diş hareketlerinin oluşması için yeterli mesafe ve kuvvet ayrıca kuvvetin etkileyebileceği kadar süre gerektiğini belirtmiştir. Essix plaklar; dişlerin ortodontik hareketi, anterior bölgede geçici köprü, yer tutucu, pekiştirme plağı, eklem plağı, alışkanlık kırıcı ve beyazlatma plağı gibi alanlarda da kullanılmaktadır. En büyük dezavantajı bu sistemde her aşamada ölçü alınması gereksinimidir. Bu sistemlerde kuvvet “Thermoplier” (Dr. Keith Hilliard, Lakeland, Florida, ABD) isimli bir pens ile ya da diş yüzeyine kompozit materyalden yapılan ataşmanların karşılığında plak üzerine çıkıntılar oluşturularak sağlanmaktadır. Plakların beslenme süresi dışında gün boyu 24 saat hasta ağızda takılı kalması gerekmektedir (Jacobson, 2003). Hedeflenen diş hareketi ayda 1 mm’dir. Yeterli hareket sağlandıktan sonra diş hareketlerinin ilerlemesi için yeni bir ölçü ile yeni plağın üretilmesi gerekmektedir (Jacobson, 2003). Dişlerde rotasyon, tork, ekstrüzyon, intrüzyon ve tipping hareketleri Essix plak ile gerçekleştirilebilmektedir (Sheridan, 1994).

2.2.2. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemlerinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim ile laboratuvar teknikleri kullanılarak şeffaf plakların tasarlanmasını içerir (Kravitz et al. 2009). CAD/CAM tekniklerinde modeller dijital olarak tarandıktan sonra tedavi planı üç boyutlu yazılım programlarında oluşturup, plakların üretimi sistem üzerinden yapılmaktadır (Joffe, 2003).

Günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile şeffaf plak üretimi yaygın olarak yapılmaktadır ve çeşitli şeffaf plak sistemleri bulunmaktadır. Tek kalınlık ve sertlikte tek aşamalı sistemlerin yanında; yumuşaktan sert doğru kalınlığı ve sertliği artan üç aşamalı sistemlerde vardır. Tek aşamalı olarak Invisalign ve Eon Aligner sistemleri; üç aşamalı olarak Clear Aligner, ECligner ve Clearfix sistemleri sayılabilir (Özsaygılı, 2019).

2.2.3. Tek aşamalı plak sistemleri (Invisalign, EonAligner)

2.2.3.1. Invisalign. Align Teknoloji (San Jose, CA, ABD) firması 1997 yılında Kesling, Nahoum ve Raintree Essix'in prensiplerini; bilgisayar destekli teknikleri ve laboratuvar destekli teknikler ile destekleyerek şeffaf plak tedavilerini iletmişlerdir. Sistemde bilgisayar ortamında hazırlanan planlama ClinCheck (Align technology, San Jose, CA, ABD) programı ile hekime gönderilir. Bu program sisteme kayıtlı hekimler tarafından kullanılabilir. Sistemde bilgisayar ortamında hazırlanan planlama ClinCheck programı ile hekime gönderilir. Bu program sisteme kayıtlı hekimler tarafından kullanılabilir. Sistem hekimlere planlamayı değiştirme, planlama dışında diş hareketleri talep etme ve düzenleme imkânı sunar. Hekimin son karar doğrultusunda firma 1 mm kalınlığında şeffaf plaklar üreterek planlama dışında diş hareketleri talep etme ve düzenleme imkânı sunar. Hekimin son karar doğrultusunda firma plastik materyalden 1 mm kalınlığında CAD/CAM teknolojisi ile üretilmiş şeffaf plakları hekime gönderir. Her plak ortalama 0,25- 0,3 mm diş hareketi sağlamayı hedefler ve plakların günde en az 20 saat kullanılmasını önerir. Her plak 1 haftalık süre için üretilir (Lagravere and Flores-Mir, 2005; Drake et al., 2012; Phan and Ling, 2007). Vakanın durumuna göre 10 ile 50 plak arasında üretim yapılır (Joffe, 2003).

2.2.3.2. Eon Aligner. Eon Aligner (EON Dental, Minneapolis, ABD) firması, 2011 yılında kurulmuştur. FDA onaylı poliüretan malzemeden üretilmiş plaklar ile tedavi yapmaktadır. Plakları Invisalign sisteminde kullanılan plaklardan daha ince üretmektedirler (0,3 mm).

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

2.2.4.1. ClearAligner sistem. Bu sistemde tek bir ölçü ile tüm tedavi planlamasını ait plaklar seri bir şekilde üretilir. Sistemin tekniğini Kim 1998 yılında tanıtmıştır teknik üç haftada bir hastaya ait ölçüler üzerinden set-up yapılması işlemine dayanır. Sistemde farklı sertlikte ve kalınlıkta plaklar (0,5 mm, 0,625 mm, 0,75 mm) basınç (Biostar, Scheu Dental, Almanya) ve vakum (Essix, Dentsply, Raintree Essix, LA, ABD) ile tanıtılmıştır. Teknik, üç haftada bir hastaya ait ölçüler üzerinden set-up

yapılması işlemine dayanır. Sistemde farklı sertlikte plaklar basınç ve vakum ile üretilmektedir (Kim and Ozturk-Ortan, 2009).

Invisalign'dan farklı olarak her seansta farklı kalınlıkta apareyler kullanılmaktadır. Clear Aligner tedavisinde ilk hafta ince plak (0,5 mm), daha sonra orta (0,625mm) ve kalın (0,75mm) plaklar ile tedavi şekillendirilmektedir. Farklı olarak apareylerin her biri birer hafta kullanılmaktadır. Ayrıca plaklar diş etinin iki mm'lik kısmını da örtmektedir firma günde 17 saat ; 14 yaşından küçük çocuklar için günde 8-10 saat plak takılmasını önermektedir (Kim and Echarrri, 2007).

2.2.4.2. ECligner (eClear International, Seul, Kore) sistem. Bu sistemde modeller üç boyutlu olarak taranır modeller üzerinde planlama yapılır internet üzerinden yapılan planlamalar hekimlere sunulur hekimler planlama üzerinde değişim düzenleme yapabilmektedir. Hekim onayladıktan sonra stereolitografi yöntemi ile plaklar üretilir. Bu sistemde modeller üç boyutlu olarak taranır modeller üzerinde planlama yapılır. İnternet üzerinden yapılan planlamalar hekimlere sunulur. Hekimler planlama üzerinde değişim düzenleme yapabilmektedir. Hekim onayladıktan sonra stereolitografi yöntemi ile plaklar üretilir. Plak şekilleri CA Clear Aligner ile aynı şekildedir ve kullanım önerisi de CA Clear Aligner'a benzer şekildedir (erişkinlerde günde 17 saat, 14 yaştan küçük çocuklarda ise 8-10 saat) (Kim and Echarrri, 2007).

2.3. Şeffaf Apareylerde Diş Hareketi

2.3.1. Diş Hareketlerinin Mekanikliği

Diş hareketleri dişin üzerine uygulanan kuvvetlerin açısı yönü zamanı ve dağılımına göre değişmektedir ağız içerisinde dinamik bir ortam olduğu için diş hareketlerini değerlendirmek ve ölçmek kolay değildir. Seçici kuvvetler ile diş hareketi sağlamak iyi sonuçlar verebildiği gibi dişlere zarar da verebilmektedir. Bu konu üzerine yoğunlaşan ortodontistler dişlerde oluşan olumsuz sonuçları engellemek için uygun kuvvet ve yardımcı araçları seçebilmektedirler. Translasyon (paralel hareket), kök torku, rotasyon ve ekstrüzyon gibi birçok kuvvet diş hareketlerinde kullanılabilir. Devrilme 50-75 g, intrüzyon 10-25 g'dan daha hafif kuvvetler gerektirmektedir. Dişlere uygulanan ideal kuvvetler PDL'de hasara neden olmamalıdır. Tümüyle gövdesel hareketler iki veya daha fazla kuvvet sistemine ihtiyaç duyarken; devrilme hareketi tek bir kuvvete ihtiyaç duyar. Ağız içerisinde birçok

kuvvet mevcut olduğu için sabit ortodontik tedavideki kuvvetler tam olarak belirlenememiştir (Tuncay, 2006).

2.3.2. Diş Hareketlerinde Şeffaf Plaklar

Sabit ortodontik diş tellerinin estetik görünmemesi ve kullanım zorluğuna alternatif olarak poliüretan plaktan üretilen şeffaf plak tedavileri ile ilgili diş hareket etkinliği hala tartışmalıdır. Plaklar tüm diş yüzeyini sardığı için plak materyali, kalınlığı, sertliği ayrıca dişin geometrisi ve plağın diş üzerine adaptasyonu diş hareketlerini etkiler (Beers and Duong, 2006).

2.3.3. Şeffaf Plaklarda Diş Hareketlerinin Doğruluğu

Şeffaf plaklar da diş hareketlerinin doğruluğu ile ilgili invisalign şirketinin üç tane çalışması bulunmaktadır. Çalışmalarda diş hareketinin doğruluğunu tahmin edilen sonuçlar ile hastalarda görülen sonuçlar karşılaştırılarak incelemişlerdir. ClinCheck yazılım programı ile tahmin edilen sonuçlar ile gerçek sonuçlar arasında %41 ila %56 arasında değişen farklılıklar bulunmuştur. (Kravitz et al. 2009). Öngörülen sonuçlar elde edilen sonuçlar ile karşılaştırıldığında uyum miktarı %14.3 olarak tespit edilmiştir (Krieger et al., 2011). Ekspansiyon, konstrüksiyon, intrüzyon, ekstrüzyon, devrilme, rotasyon, tork ve paralel diş hareketi incelenmiştir.

2.3.3.1. Ekspansiyon. Diş hareketlerinde gerekli alanı oluşturmak için ekspansiyon hareketi uygulanmaktadır. Özellikle maksiller genişletme anterior protrusiv hareketler için diş çekimi olmadan alan oluşturabilmektedir. Periodontal diş hareketlerinde gerekli alanı oluşturmak için ekspansiyon hareketi uygulanmaktadır (Kravitz et al. 2009). Kravitz ve ark. (2009), ClinCheck programında öngörülen tedavi sonuçları ile elde edilen sonuçlarla karşılaştırmıştır. Labial ekspansiyonunun ortalama doğruluğu; maksiller santral dişler için %48,5, maksiller lateral dişler için %49, maksiller kaninler için %36, mandibular santral dişler için %27,4, mandibular lateral dişler için %50,8 ve mandibular kaninler için %29,9 olarak gözlemlenmiştir. Anterior labial ekspansiyonun ortalama doğruluğu ise %40,5 olarak belirlenmiştir.

2.3.3.2. Konstrüksiyon. Alveolar ark uzunluğunu azaltmak için konstrüksiyon uygulanmaktadır ve dento-alveolar uyumsuzluk azaltılabilmektedir. Invisalign ile dişler lingual konstrüksiyon ile hareket ettirilir (%47,1). En yüksek doğruluk

mandibular köpek dişlerin lingual konstrüksiyonu (%59,3) ve en düşük doğruluk maksiller köpeklerin lingual konstrüksiyonu (%34,7) olarak gözlemlenmektedir. Bu sonuç, Invisalign tedavilerinin ön dişlerde diastema vakalarında en yüksek başarıyı elde edebileceğini düşündürmektedir (Kravitz et al. 2009).

2.3.3.3. İntrüzyon. Dişlerde intrüzyon hareketi oluşturmak için öncelikle bir labiolingual kök torkunu düzeltmeli sonrasında süngerimsi kemik de intrüzyon oluşturulmalıdır. Bu süreçte kök tork kontrolünün yapılması kök rezorbsiyonunun oluşmaması açısından önemlidir. Şeffaf plak tedavilerinde intrüzyon hareketi için mandibular santral kesici dişlerin en yüksek, maksiller santral kesici dişlerin en düşük başarı oranı gösterdiği gözlemlenmiştir (Kravitz et al. 2009). Ancak Nyugen ve Cheng, kesici diş intrüzyonunda %85 gibi belirgin başarı gösterdiğini bildirmiştir (Nguyen and Cheng, 2006).

2.3.3.4. Ekstrüzyon. Bu hareket şeffaf plak tedavilerinde oluşturulması zor bir harekettir fakat ataşmanlar ile bu zorlukların üstesinden gelinebilir (Vlaskalic and Boyd, 2002). Anterior ekstrüzyon ortalama doğruluğu Kravitz'de (2009) (%29,6) ve Nyugen ve Cheng'de (2006) (%29) bulunmuştur. Buna rağmen posterior ekstrüzyon doğruluğu %52 olarak gözlemlenmiştir (Nguyen and Cheng, 2006).

2.3.3.5. Devrilme (Tipping). Bu hareket şeffaf plak tedavileri ile kolayca elde edilebilmektedir (Vlaskalic and Boyd, 2002). Buna göre Invisalign için devrilme doğruluğunun %40,5 ile %55 arasında değiştiği tespit edilmiştir. Nyugen ve Cheng'in (2006) çalışmasına göre de 15 premolar devrilmenin ortalama doğruluğu %55 ve köpek dişlerin devrilme doğruluğunun %44 olduğu bildirilmiştir.

2.3.3.6. Tork. Essix hizalayıcılar ile oluşturulan kök torku tellerden daha etkilidir. Bu durum karşıt momentler arasındaki mesafenin braket yuvası genişliğinden ziyade tepenin uzunluğuyla sınırlanması ile açıklanabilir. Kesici torkun doğruluğu %67, anterior torkun %42 olduğu gözlemlenmiştir (Nguyen and Cheng, 2006).

2.3.3.7. Rotasyon. Dişlerde rotasyon hareketi oluşturulmadan önce ekspansiyon ve interproksimal redüksiyon ile dişler arasında mesafe oluşturulmalıdır. Kesici dişlerin linguale düz yüzeyleri rotasyona kolaylık sağlarken, kanin ve premolar

dişlerdeki yuvarlak yüzeyler rotasyon hareketini kolaylaştırmak için ölçü alımından önce bu dişler üzerinde ataşmanlar oluşturulmasını önermektedir (Kravitz et al. 2009). Yapılan araştırmalarda Invisalign için rotasyon %35,8 ile %60 arasında bir doğrulukla gerçekleştirilmektedir. En yüksek rotasyon doğruluğu anterior maksiller santral kesici dişlerde %54,2, en düşük rotasyon doğruluğu anterior mandibular köpek dişlerde %29,1 olarak gözlemlenmiştir. Köpek dişi rotasyonunun önemli ölçüde azaldığı 15 dereceden fazla rotasyonlarda azaldığı ve 15 dereceden az olan rotasyonda doğruluğunun %18,8'den %35,8'e yükseldiği gözlemlenmiştir (Kravitz et al. 2009).

2.3.3.8. Paralel Hareket (Translasyon). Translasyon hareketlerinde önceden programlama yapılmasına rağmen bazı durumlarda olumsuz klinik kontrolsüz devrilme sonuçları oluşmaktadır (Drake et al. 2012). Şeffaf plaklar ile translasyon hareketi oluşturmak zor olduğu için diş çekimi seçeneği en son olarak düşünülmelidir (AH Ali and Miethke, 2012). Diş çekimi ile oluşan boşluk tamamen kapatılsa dahi alt kanin dişlerinin paralelliğini sağlamak şeffaf plaklar ile zordur (Baldwin et al., 2008).

2.4. Şeffaf Plaklarda Ataşmanlar

Şeffaf plaklarda plaklar dişi tamamen sararak diş hareketi oluşturabilmektedir. Fakat kompleks hareketleri özellikle de rotasyon hareketini şeffaf plaklar ile oluşturmak için dişler üzerine yapılan kompozit ataşmanlardan yardım alınması gerekmektedir (Bowman, 2017). Ataşmanlar şeffaf plakların tutuculuğunu artırır, uygulanan kuvvetin yönünü kontrol etmemize yardımcı olur ayrıca spesifik diş hareketlerini oluşturmaya imkan sağlar (Machado, 2020). Ataşmanlar tedavinin başlangıcında rehber şeffaf plaklar üzerine oluşturulan boşluklarla dişlerin üzerine kompozit uygulayarak oluşturulur. Genellikle ataşmanlar elipsoid, dikdörtgen ve eğimli olmak üzere üçe ayrılır (Chang et al., 2019).

Dikdörtgen ataşman, 2 mm genişlik, 3-4-5 mm yükseklik ve 0,5-1 mm kalınlıkta oluşturulur. Dişin üzerine horizontal olarak yerleştirildiğinde dişe aşağı yukarı hareketler yaptırabilir. Diş yüzeyine dikey olarak yerleştirildiğinde ise meziodistal hareketlere yardımcı olur. Böylelikle özellikle uzun boşlukların kapatılmasında şeffaf plaklarla oluşturulan diş hareketlerine yardımcı olur. Eğimli ataşman, 3-4-5 mm genişlik, 2 mm yükseklik, 0,25-1,25 mm kalınlıkta oluşturulur. Dişlere ekstrüzyon hareketi yaptırılması için eğimli ataşmanlar gereklidir. Ataşman

kullanımı tedavinin seyrini değiştirir. Özellikle kompleks vakalarda uygun şekilde ataşman kullanımı başarılı bir tedavi için önemlidir (Hennessy and Al-Awadhi, 2016).

2.5. şeffaf Plaklar ile Tedavinin Avantaj, Dezavantaj ve Sınırlamaları

2.5.1. şeffaf Plak ile Tedavinin Avantajları

şeffaf plaklar estetik olmasının yanında takılabilir çıkarılabilir olmasıyla hasta konforunu önemli ölçüde artırır. Sabit ortodontik teller ile oluşan ağrı dan daha az ağrılar oluşturması ile üstün işlevsel psikososyal avantajlar sağlar (Miller et al. 2007).

şeffaf plakların kemik ve diş kök rezorpsiyonunu engelleyen hafif kuvvetler uygulayarak tedavi süreci oluşturması, kan dolaşımının korunması ile osteoblast ve osteoklast oluşumunu sağlaması, ayrıca dişlere uyguladığı aralıklı kuvvetler ile sementin iyileşmesine yeterli zaman sağlaması sabit ortodontik tedaviye göre avantajları arasındadır (Aman et al.,2018).

Plak tedavileri daha iyi bir oral hijyen sağlamaktadır. Bu durum yapılan bir araştırmada şeffaf plak kullanan hastalardaki oral biyofilmin periodontal hastalık oluşturma riskinin daha düşük olduğunun gözlemlenmesi ile kanıtlanmıştır. Plaklarda kaybolma ya da kırılma gibi durumlarda hasta eski plağını takarak bekler ve yeni plana kısa sürede ulaşabilmektedir (Shah, 2020).

şeffaf plakların tedavi etkinlikleri sabit ortodontik tedavilere göre oldukça fazladır. Yapılan bir çalışmada şeffaf plak tedavilerinde hasta başında geçen srenin az olması ve hastanın acil müdahalelerin sayısının azalması şeffaf plak tedavilerinin ortodontik tedavilere göre avantajları olarak vurgulanmıştır (Buschang et al., 2014).

2.5.2. şeffaf Plaklar ile Tedavinin Dezavantajları

- Karmaşık Vakaları tedavi edemezler.
- Uzman hekimin tedavi sürecindeki rolü azdır.
- Tedavinin etkinliği için hasta uyumu büyük önem taşır.
- şeffaf plak materyalinden kaynaklanan alerjik reaksiyonlar ağızda görülebilir (Liu, 2017).

2.5.3. Şeffaf Plaklar ile Tedavinin Sınırlamaları

- Plaklar intrüzyon hareketinde başarılı ile iken ekstrüzyon hareketinde yeterince etkin değildir (Tepedino et al., 2018).
- Şeffaf plaklar, anteriora göre posterior dişlerde labio-lingual eğimi düzeltmede daha etkilidir (Rossini et al., 2015).
- Özellikle yuvarlak dişlerde oluşturulacak rotasyon hareketini başarılı bir şekilde bitiremezler (Rossini et al., 2015).
- Şeffaf plak tedavileri hekimlerin tecrübesine ve uzmanlığına dayanmaktadır. Çünkü şeffaf plak tedavileri ile ilgili yayınlanmış çalışma sayısı azdır (Rossini et al. 2015).

2.6. Fiziksel Gerinim ve Stres Tespit Yöntemleri

Kuvvetler altında canlı dokularda meydana gelen stres ve gerilimi ölçen birçok sistem bulunmaktadır. Bu yöntemler kuvvetlerin biyolojik dokular da oluşturduğu etkileri ölçmek ve canlı dokudaki kuvvet etkisi hakkında fikir vermek için kullanılmaktadır (Geramy, 2002).

2.6.1. Hayvan Deneyi Metodu

Kuvvetler altında canlı dokularda meydana gelen değişimleri ölçmede başarılı bir metottur. Fakat hayvanlar üzerinde oluşan değişimleri insanlara göre yorumlamak bu sistemin eksiklikleri arasındadır. Oppenheim'ın (2007) deney hayvanları üzerinde diş hareketi esnasında diş ve periodonsiyum üzerinde etkileri ile ilgili birçok çalışması bulunmaktadır.

2.6.2. Matematiksel Modelleme Yöntemi

Yöntemin amacı, öngörülebilir denklemler oluşturmaktır. Elde edilen veriler formüllere indirgenerek analiz edilmeye çalışılmaktadır (Hay, 1939).

2.6.3. Foto-elastik Stres Ölçüm Metodu

Uygulanan kuvvet ile maddenin verdiği cevabın laboratuvar ortamında özel cihazlar ile ölçülmesi esasına dayanır (Caputo and Hayashi 1974).

2.6.4. Lazer Holografi Metodu

Diş hekimliğinde, diş hareketleri sonucunda dokuda meydana gelen değişimleri ölçebilmek amacıyla kullanılmaktadır (Burstone, 1980). Laboratuvar ortamında oluşturulan deney düzeneklerinin üzerinde ölçümler yapılarak sonuca varılır.

2.6.5. Sonlu Elemanlar Analizi Metodu

Diş hekimliğinde, dokularda meydana gelen değişimlerin canlandırılması, uygulanan mekaniklerinin kontrolü ve diş, dokulara gelen kuvvetin sonuçlarının gözlemlenmesi ve öngörülmesi için kullanılır (Moon et al., 2015; Roberts et al., 2015). Bu analiz ile oluşturulan modelin bileşenleri bölümlere ayrılarak analiz edilmektedir (Reddy, 2019).

2.6.5.1. Sonlu Elemanlar Analizi Metodu ve Uygulanması. Kompleks materyallerin incelenmesi ve düzenlenmesi amacıyla mühendislik alanında kullanılmak için oluşturulmuş bir analiz metodudur. Materyallerin basınç altında stres ve gerilimini tespit etmede kullanılır (Reddy, 2019). Yöntemin işleyişinde, Analiz yapılacak materyaller küçük öğelere bölünür bunlara eleman denir. Bu elemanlar arasındaki ilişki analiz edilerek sorunun büyük oranda çözülmesi yapılabilmektedir (Hughes et al., 2005). Bütünsel yapının sonucunu almak için bölümler üzerinden tahmin edilebilir sonlu kısımlar oluşturulur (Hughes et al., 2005). Bu analizin sonuçlarının yorumlanabilmesi için gerekli terimlerin anlaşılması önemlidir (Hughes et al., 2005).

Kuvvet: Cismin yönünü veya biçimini değiştiren etkidir. En önemli bileşenleri yönü ve miktardır (Morse and Feshbach, 1954).

Gerilme-stres: Materyalin birim yüzeyine denk gelen yük miktarına, gerilme denir. Birimi Paskal'dır. 1Pa ortalama: 1N/m²'dir. Boyut küçüldükçe Mega Paskal (MPa) terimi tercih edilmektedir. MPa diş hekimliği araştırmaları için daha uygun görülmektedir (Morse & Feshbach, 1954). Gerilmenin yönü, analizi yapılan birim yüzeye dik şekilde etki ediyorsa bu gerilmeye “normal gerilme”, gerilmenin eğri kesit düzleminde oluşuyorsa “kayma gerilmesi” denilmektedir (Morse and Feshbach, 1954).

Çekme gerilimleri: Bir maddenin yüzey alanına dik olarak kuvvet uygulanması sonucunda birim alanda küçük bir değişim göstermesi cismin birçok yerinde gerilim oluşturmaya denir (Morse and Feshbach, 1954).

Kesme gerilimleri: Madde üzerinde iki zıt yüzeyinin birbirine zıt ve paralel yönde kuvvetle değişimi sonucu oluşur (Morse and Feshbach, 1954).

Baskı gerilimleri: Bir malzemenin üzerine dikey yönde maddeyi sıkıştıracak şekilde kuvvet uygulanması ile oluşur. Çekme ve baskı gerilimleri normal gerinim olarak adlandırılmaktadır (Morse and Feshbach, 1954).

Gerinim: Bir maddenin kuvvet uygulanmasından sonraki niceliksel değişimlerini ifade eder. (Morse and Feshbach, 1954).

Deformasyon: Bir maddenin üzerine kuvvet uygulandıktan sonra madde üzerinde oluşan şekil değişimine deformasyon denir. Uygulanması sonucu kalıcı bir deformasyon olursa buna plastik deformasyon denir. Eğer deformasyon geçici ise buna elastik deformasyon denilmektedir (Morse and Feshbach, 1954).

Gerilme–gerinim eğrisi: Maddeye kuvvet uygulanması akabinde maddenin tepkisini belirtmektedir. Bu eğri malzemenin, yüklenen kuvvet karşısında dayanım sınırlarını belirlemede kullanılır. Malzemenin elastik özelliğinin son noktası elastik sınır olarak kabul edilmektedir. Maddenin plastik özelliğinin son bulup kırılma noktasına geldiği en yüksek gerilme sınırına, dayanıklılık sınırı denilmektedir (Morse and Feshbach, 1954).

Elastik modülü- Young modülü: Bir maddeye uygulanan kuvvet sonrasında madde üzerinde oluşan düşük gerilimlerin neden olduğu şekil değiştirmenin; yük kaldırıldıktan sonra geri dönmesini ifade eden değerdir. Malzemenin kuvvete göre şekil değişimini belirten kanuna “hooke kanunu” adı verilmektedir. Sert malzemelerde moleküller arasındaki çekim değerinin güçlü olması, elastik modül değerleri daha yüksek olmasını açıklar. “Young modülü”; malzemenin gerilim/gerinim oranını ifade eder. Maddenin young modül değeri arttıkça sertliği de artmaktadır (Morse and Feshbach,1954; Hughes et al., 2005).

Poisson oranı: Malzemenin üzerine gelen kuvvet sonrasında birim şekil değişikliğinin/ yanal ve eksenel şekil değişikliği oranının eksi (-) değerine ‘poisson oranı’ denilmektedir. İtme kuvvetleri etki eden bir maddenin boyu uzamaktadır. Buna karşılık basma kuvveti etki eden bir maddenin boyu kısadır (Morse and Feshbach,1954; Hughes et al., 2005).

Sonlu eleman: ‘Eleman’ sonlu elemanlar analizi yönteminde en önemli birimdir. Farklı şekillerde tasarlanabilir bu elemanların tasarımındaki en temel faktör bütünsel şekildir. Eleman şeklini düğüm sayısı belirler (Morse and Feshbach, 1954).

Düğüm: Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan elemanlar arasındaki şekli düğüm belirler şekli belirleyen temel denkleme ‘düğüm’ denir (Morse and Feshbach, 1954). Analiz sırasında kuvvetler karşısında gerilim meydana getirmeyen birimlere rijit eleman denir ve iki birim arasındaki köprüyü sabitlemek amacıyla kullanılır. Bu elemanlar sistemsel denklemlerde ve düğümler arasında sonuç vermektedir (Morse and Feshbach, 1954).

Sınır koşulları: Sınır koşulları kuvvetlerin uygulama noktasına sabitlenme yerine göre belirlenir. Madde üzerinde oluşabilecek yer değiştirmeleri ve gerilmeleri ifade eder (Morse and Feshbach, 1954).

Asal Stres – Principal İndeks: Sonlu elemanlar analizinde bir elemanın normal gerilmenin maksimum minimum olduğu her düzlemde kayma gerilmesinin de sıfır olduğu durumda oluşan gerilmeye ‘asal stres’ denir (Hughes et al., 2005).

Von Mises Stres Gerilmesi: Sonlu elemanlar analizi sırasında madde üzerine gelen kuvvetlere karşı maddeden meydana gelen streslerin dağılımını ve miktarını ifade etmek için kullanılır. Oluşan stresin sayısal değerini verir (Hughes et al., 2005; Uysal, 2016).

Sonlu elemanlar analizi maddeleri küçük geometrik elemanları ayırarak küçük elemanlar üzerinden basit analitik sonuçlar oluşturma prensibine dayanmaktadır. İlk aşamada problem tanımlanarak denklem oluşturulur. Denklem tanımlaması önemlidir eksik yapılırsa sonuçlar yanlış olacaktır. Bu aşamada geometrik model oluşturulur analizi yapılacak modelleri tarayıcılardan elde etme yöntemine ‘tarama ile modelleme’ denilmektedir. Analizi yapılacak modelleri bilgisayarlı tomografi (BT) ile oluşturmaya ‘BT ile modelleme’ denmektedir. BT ile modelleme yöntemi ile modeller bilgisayar ortamına aktarılır. Sonlu elemanlar analizi eğer çizim ile yapılacaksa buna ‘manuel modelleme’ denilmektedir. Analizin gerçekleştirilebilmesi için bu aşamadan sonra ağ yapısının oluşturulması ve bu verilerin bilgisayara aktarılması gerekmektedir.

Ağ yapısını bilgisayar ortamına tanıtmak için modellenmiş yapısına dönüştürülür. Elemanlar çeşitli geometrilerde yazılım programları ile kullanılabilir. Eleman sayısının artması kuvvetlerin mikro düzeyde analizine dahi imkân tanır ve etkileşimi artırır böylelikle sonuçlar daha güvenilir şekilde oluşur. Dolayısıyla olabildiğince yüksek sayılarda eleman ve nod oluşturulması gerekmektedir. Elemanların karmaşık dizilimleri gibi durumlarda yanlış veriler ve denklemler sonuçları etkilemektedir. Biyolojik dokuların karmaşık yapısı sonlu elemanlar analizi ile aşırı derecede basit denklemlere indirgenmemesi için biyolojik

dokularının analizlerinde bir ve iki boyutlu elemanların kullanılmasından kaçınılmalıdır. Biyolojik dokularda 8,6,5,4 düğümlü elemanların kullanılması önerilmektedir. Eleman sayısı ile orantılı olarak düğüm sayısı da artmaktadır. Düğüm sayısının artması kompleksliği artırarak sonuçları daha gerçekçi ve güvenilir kılmaktadır (Şibal, 2017). Analiz sırasında diğer özellikteki malzemelerin özellikleri sisteme entegre edilir. Elastiklik modülü ve poisson oranı malzemelerin bu genel özelliklerini ifade etmektedir. Her malzeme için farklı değerdedirler. Analizin başarısı için non-linear değerlerin de kullanılması gerekmektedir. Ancak diş hekimliği alanındaki malzemeler genellikle lineer denklemlerle kullanılmaktadır (Şibal, 2017).

Son olarak malzemelerin sınır koşulları sisteme entegre edilir. Sınır koşulları maddelerin hangi günler içerisinde davranış gösterdiğini ifade eden birimlerdir. Mesh yapısında ve boşlukta duran maddelerin herhangi bir dayanak noktası olmadığı için karmaşık problemleri doğurur. Analiz yapılırken sınır koşulları özenle tanıtılmasına rağmen bu cisimler boşlukta sonsuz rotasyon döngüsüne girebilir. Bu durumun oluşmaması için sınır koşulları düğmeler ile tanıtılmalıdır (Şibal, 2017).

Sınır koşulları tanıtıldıktan sonra analize hazır hale gelmiş modele vektörel kuvvet uygulanır ve malzeme üzerindeki değişimler gözlemlenir. Birçok sayısal veri analizi sonunda ortaya çıkacağı için resimler üzerindeki renk skalasından oluşan stres değerleri değerlendirilebilir. Ayrıca renk skalası ile analiz sonunda sayısal veriler ile sonuçlar yorumlanır (Şibal, 2017).

2.6.5.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Ortodontide Kullanımı. Bir sonlu eleman çalışmasında üst çeneye uygulanan ortodontik kuvvetlerin kuvvetlerin kranial komplekste oluşturdukları yanıtlar değerlendirilmiştir (Tanne et al., 1988). Maksiller molar dişe posterior yönde kuvvet uygulanması ile üst çenenin posterio-inferior yönde yer değiştirme ve üst çenede saat yönünde rotasyonu gözlemlemişlerdir. Analiz sonucunda en yüksek stres değerinin, zigomatik ve nazomaksiller kompleks bölgesinde oluştuğunu bildirmişlerdir (Tanne et al., 1988). Tanne ve ark. Bir diğer çalışmalarında maksiller molar dişe anterior yönde 1000 gramlık, 0° ve 30° 'lik açı ile kuvvetler uygulamışlardır. Yapılan analizin değerlerine göre, yalnızca okluzal düzleme paralel uygulanan protraksiyon kuvvetlerinin, üst çenede sagittal ilerletme ve anterior rotasyon oluşturduğunu bildirmişlerdir (Tanne et al., 1989).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile edgewise uygulamalarında oluşan streslerin PDL'de etkilerinin gözlemlendiği bir çalışmada sonuç olarak çoğu

ortodontik kuvvette olduğu gibi servikal marjin ve apekte gerilimlerin yoğunlaştığını dişler üzerinde gözlemlemişlerdir. Servikal marjin bölgesindeki PDL’de oluşan maksimum stres 0.072 MPa maksimum apikal stres ise 0.0038 MPa olarak ölçülmüş, saf devrilme hareketinde oluşan gerilimlerle karşılaştırıldığında edgewise uygulamalarında stresin daha eşit dağıldığı tespit edilmiştir (McGuinness et al., 1992). Başka bir çalışmada plastik hizalayıcılar ve kompozit ataşmanlar ile gövdesel diş hareketi sırasındaki öncü kuvvetleri sonlu elemanlar analizi kullanarak gözlemlenmiş, sonuçta gövdesel hareket oluşturmak için ataşman kullanımının muhakkak gerekli olduğu, kullanılmadığı durumlarda olumsuz sonuçlar oluşabileceği bildirilmiştir (Gomez et al., 2015).

Kim et al. (2020) yaptıkları bir sonlu eleman analizi çalışmalarında mandibular kanin dişleri üzerine yerleştirilecek ataşmanların ideal pozisyonunu belirlemek için analizler yapmışlardır. Sonuç olarak ataşmanların dış yüzeyine temasının artmasının diş hareketine olumlu etkiler oluşturacağını bildirmişlerdir. Silindirik ataşmanların dişler üzerinde istenilen stres dağılımını gerçekleştirdiğini de ifade etmişlerdir. Ayrıca kanin dişlerin linguale yerleştiren ataşmanların bukkale yerleştirilen ataşmanlara göre diş torkunu daha doğru ayarladığı görülmüştür.

Rossini et al. (2020) yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında şeffaf plaklarla üst ikinci molar dişin distalizasyonunu incelemişlerdir. İkinci azı dişlerin gövdesel distalizasyonunda ataşmanların ankrajını artırmak ve distalize etmek için aktif üniteler olduğunu dolayısıyla ataşman kullanımının zorunlu olduğu bildirmişlerdir. Ayrıca sınıf II düzeltiminde en etkin distalizasyonun kaninden üst ikinci molara kadar tüm dişlerin ataşmanlı olduğu şeffaf plak tedavilerinde olduğunu ifade etmişlerdir.

Şeffaf plakla yapılan ortodontik tedavilerde, mandibular yuvarlak şekilli dişlerin rotasyonunun, sonlu eleman analizi ile incelenen başka bir çalışmada, 45 nolu diş 30° derece rotasyonlu olarak mandibular ark modellenmiştir. Ataşmansız, sadece 45 nolu dişe ataşman ve 44-46 arası ataşmanlı grup olarak üç grup karşılaştırılmıştır. Sonuçta en etkin grubun tek ataşmanlı 1,2° derece aligner aktivasyonlu grup olduğu ifade edilmiştir (Cortona et al., 2020).

2020 yılında yapılmış başka bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, maksiller keser retraksiyon protokollerini, şeffaf plak tedavileri ile incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, intrüzyon hareketinin kesici diş retraksiyonu için lingual kök hareketi eğilimine neden olduğunu tespit etmişlerdir (Jiang et al., 2020).

Seo ve ark. (2021), farklı şeffaf plak kalınlıklarının dişlerin ligamentindeki gerilimine ve rotasyon merkezine etkisini sonlu elemanlar analizi kullanarak incelemişler 0.5mm kalınlığındaki şeffaf plaklarda, 0.75 mm kalınlığındaki plaklara göre dişler üzerinde nispeten daha az yük oluştuğunu belirtmişlerdir.

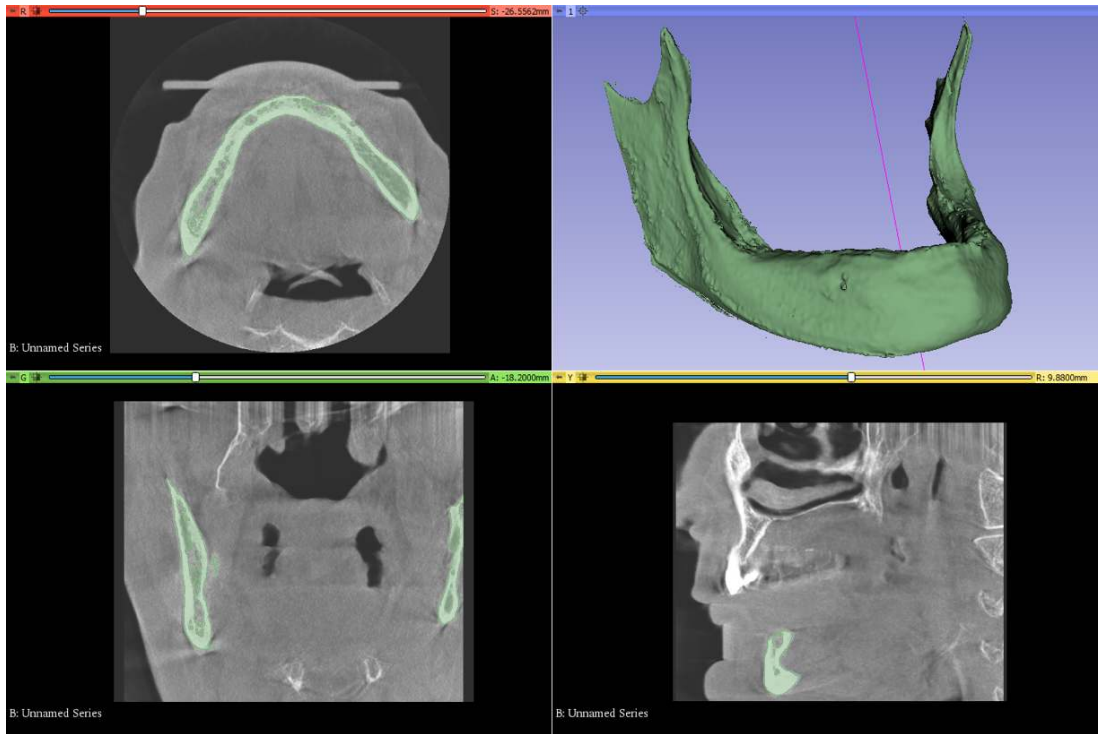
Goto ve ark. (2017), ataşman çeşitlerinin şeffaf plak tedavilerinde dişlerde oluşturduğu çekme ve devrilme hareketi üzerindeki etkisini sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullanarak gözlemlemişlerdir. Ataşmanların şekli ve konumunun çekme kuvveti ve devrilme momenti üzerinde belirgin etki yaratmadığını bildirmişlerdir.



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Biruni Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma için T.C Biruni Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 27.10.2022 Tarih ve 2022/75-03 Kurul Numaralı Etik Kurul Onayı Alınmıştır. (Ek 1. Etik Kurul Onayı)

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir. Erkek ve 25 yaşında olan hastadan alınan mandibular kemik tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ANSYS Spaceclaim yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA çözücüsü kullanılmıştır.

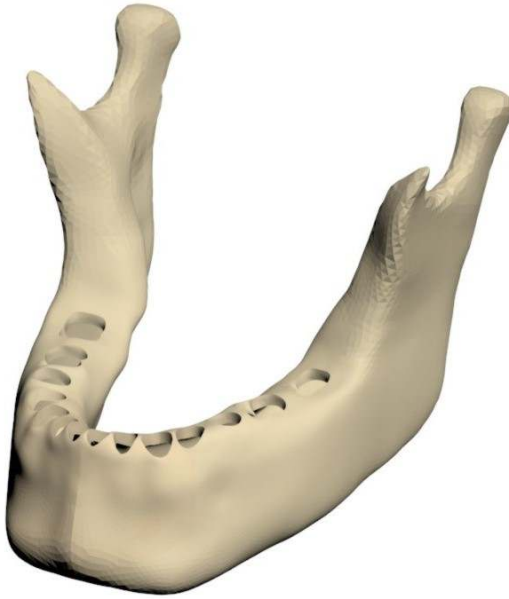


Şekil 3. 1. Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi

3.1 Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Dişlerin ve Ligamentin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan mandibular kemik modelinin oluşturulması için; 25 yaşında erişkin bir bireyin tomografisi kullanılmıştır. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır (Şekil 3.1).

Üç boyutlu model ANSYS Spaceclaim yazılımına aktarılmıştır ve burada mandibular kemik modellenmiştir (Şekil 3.2). Mandibular kemik modeline 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında kortikal kemik modeli oluşturulmuştur. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu kortikal kemiğin iç yüzeyleri referans alınarak trabeküler kemikler elde edilmiştir. Dişlerin dış yüzeyi referans alınarak 0.25 mm kalınlığında ligamentler modellenmiştir (Şekil 3.3). Hazırlanan tüm modeller ANSYS Spaceclaim yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 3. 2. Üç boyutlu mandibular kemik modeli

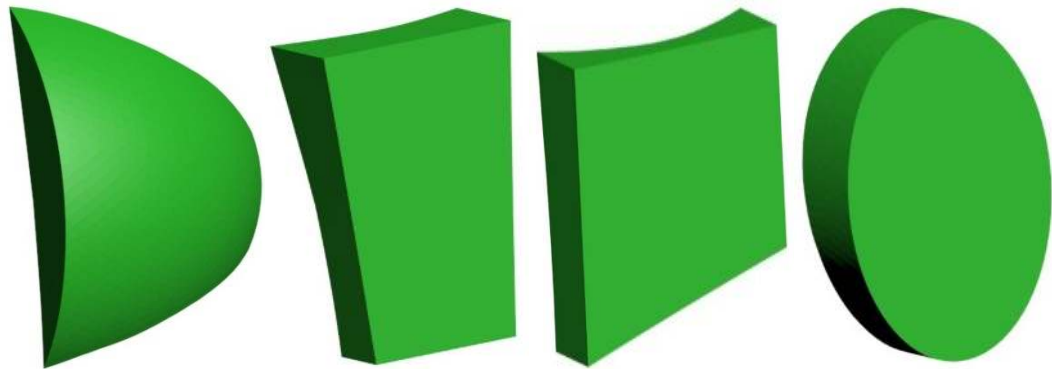


Şekil 3. 3. Üç boyutlu periodontal ligament ve diş modeli

3.2. Ataşman ve Şeffaf Plagın Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan genişliği 2 mm, yüksekliği 3 mm ve kalınlığı merkezde 1 mm olarak tasarlanan semi elipsoid ataşman; genişliği 2 mm, yüksekliği 3 mm ve kalınlığı 1 mm olarak tasarlanan dikey dikdörtgen ataşman; genişliği 3 mm, yüksekliği 2 mm ve kalınlığı 1 mm olarak tasarlanan yatay dikdörtgen ataşman ve genişliği 2 mm, yüksekliği 3 mm ve kalınlığı 1 mm olarak tasarlanan elipsoid ataşman ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.4).

Bukkalde, lingualde hem bukkalde hem lingualde mandibular birinci premolar dişin orta üçlüsüne gelecek şekilde yerleştirilen bu ataşmanların konumları ayarlandıktan sonra, ataşmanlara uygun 0.5 mm kalınlığında şeffaf plaklar ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.5-Şekil 3.18).



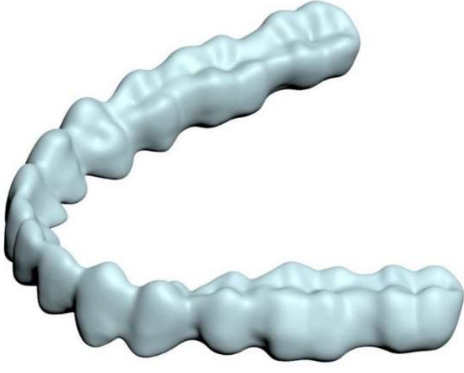
Semi Elipsoid Ataşman

Dikey Dikdörtgen Ataşman

Yatay Dikdörtgen Ataşman

Elipsoid Ataşman

Şekil 3. 4. Çalışmada kullanılan ataşman şekilleri

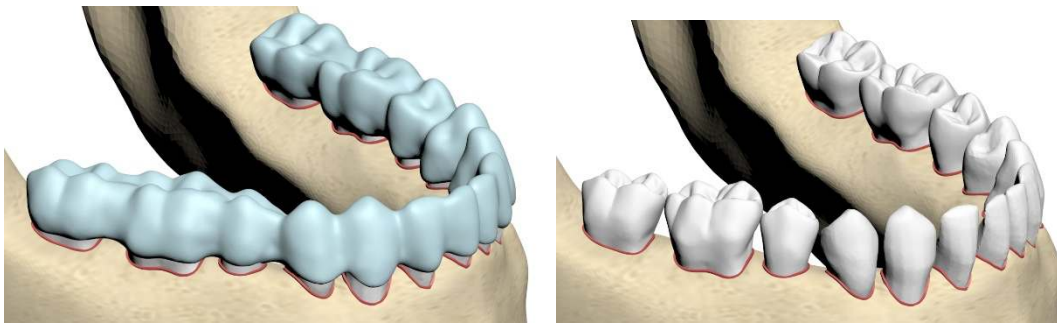


Şekil 3. 5. Çalışmada kullanılan şeffaf plak modeli

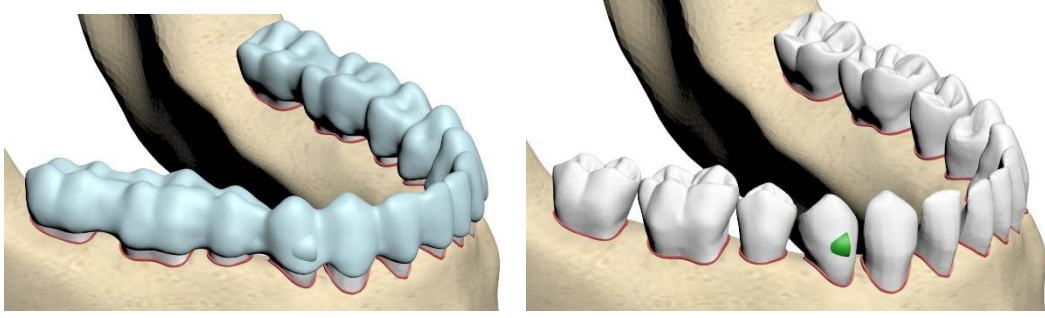


Tablo 3. 1. Çalışmada karşılaştırılan modellerinin gruplaması

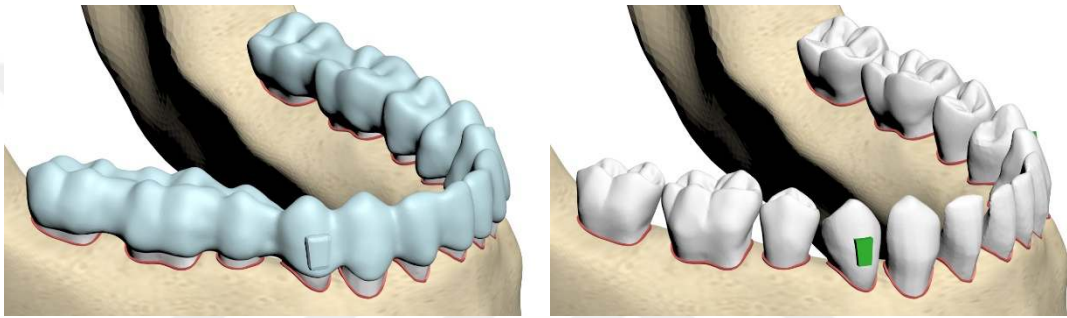
GRUPLAR		
	Ataşman Tipi	Yerleşim Bölgesi
Grup 01 (kontrol grubu)	-	-
Grup 02	Semi Elipsoid	Bukkal
Grup 03	Dikey Dikdörtgen	Bukkal
Grup 04	Yatay Dikdörtgen	Bukkal
Grup 05	Elipsoid	Bukkal
Grup 06	Semi Elipsoid	Lingual
Grup 07	Dikey Dikdörtgen	Lingual
Grup 08	Yatay Dikdörtgen	Lingual
Grup 09	Elipsoid	Lingual
Grup 10	Semi Elipsoid	Bukkal + Lingual
Grup 11	Dikey Dikdörtgen	Bukkal + Lingual
Grup 12	Yatay Dikdörtgen	Bukkal + Lingual
Grup 13	Elipsoid	Bukkal + Lingual



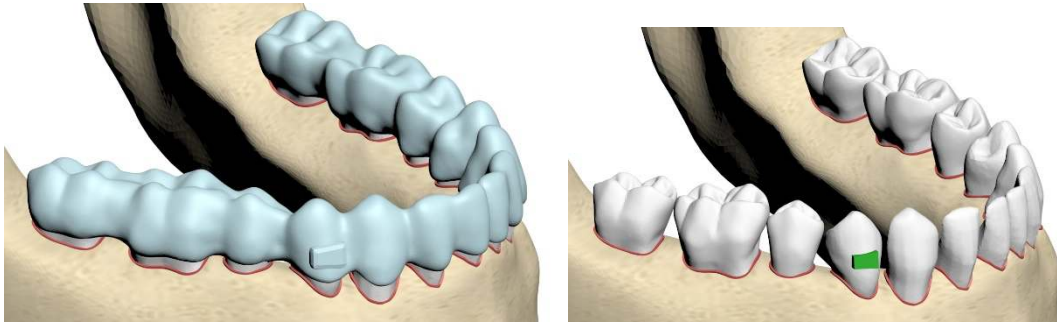
Şekil 3. 6. Grup 1 çalışma modeli görüntüsü



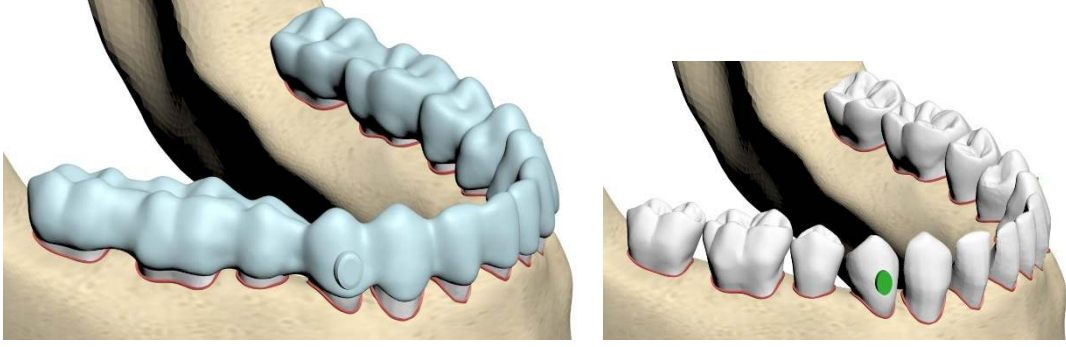
Şekil 3. 7. Grup 2 çalışma modeli görüntüsü



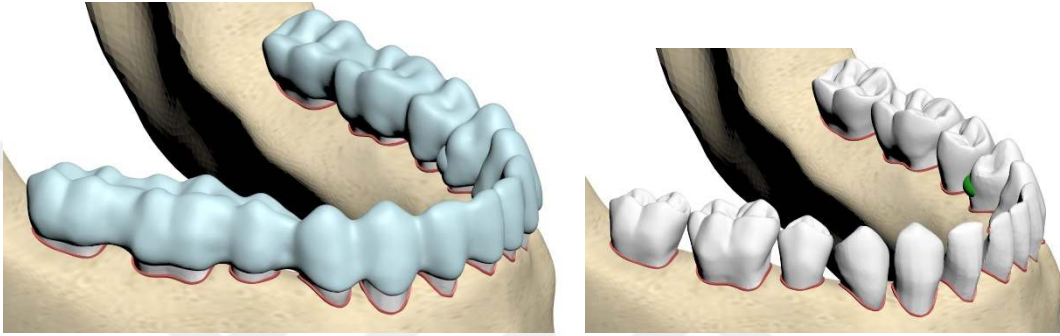
Şekil 3. 8. Grup 3 çalışma modeli görüntüsü



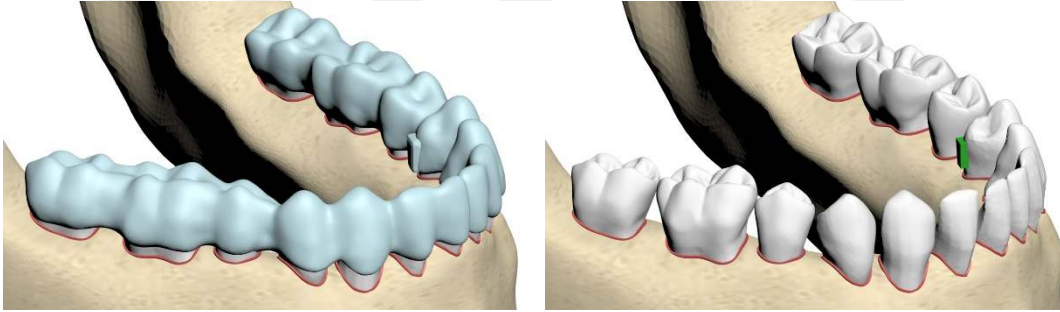
Şekil 3. 9. Grup 4 çalışma modeli görüntüsü



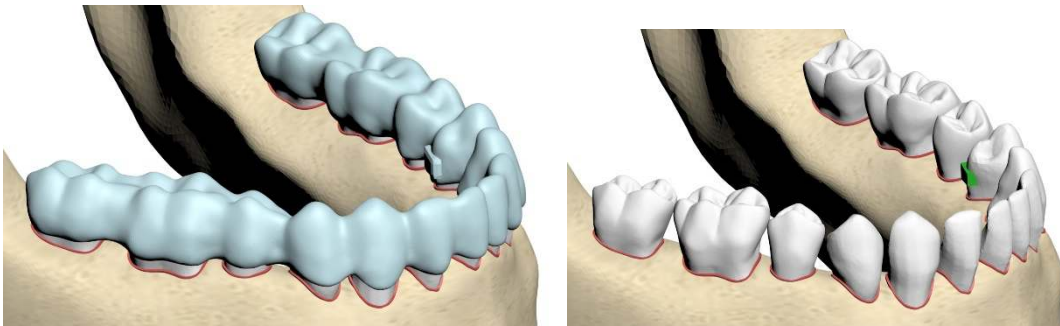
Şekil 3. 10. Grup 5 çalışma modeli görüntüsü



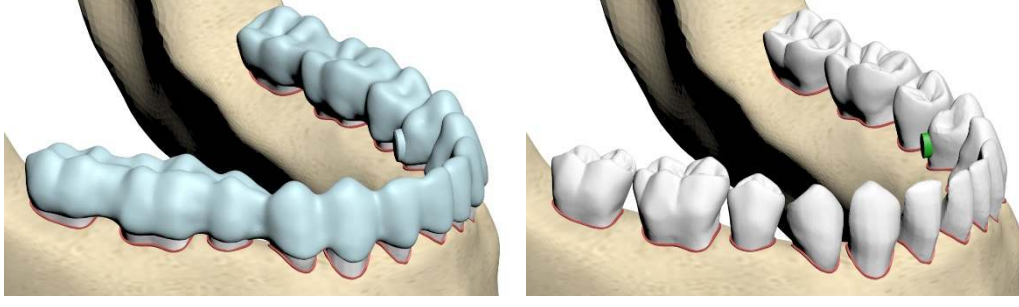
Şekil 3. 11. Grup 6 çalışma modeli görüntüsü



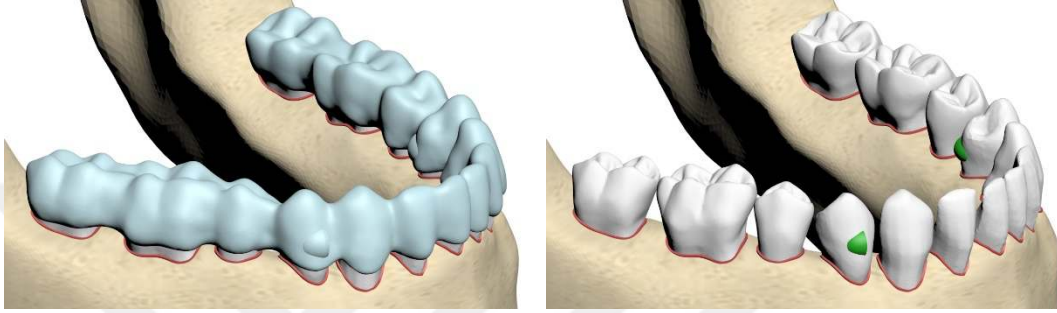
Şekil 3. 12. Grup 7 çalışma modeli görüntüsü



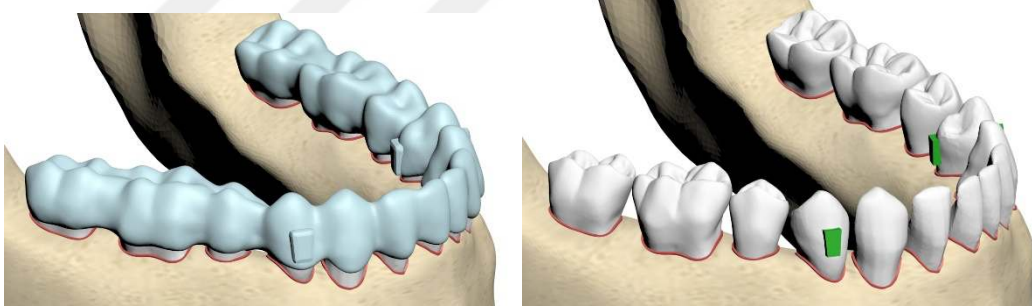
Şekil 3. 13. Grup 8 çalışma modeli görüntüsü



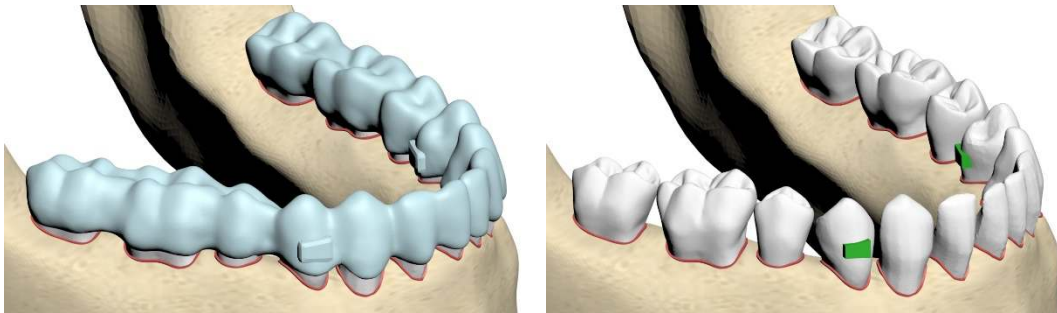
Şekil 3. 14. Grup 9 çalışma modeli görüntüsü



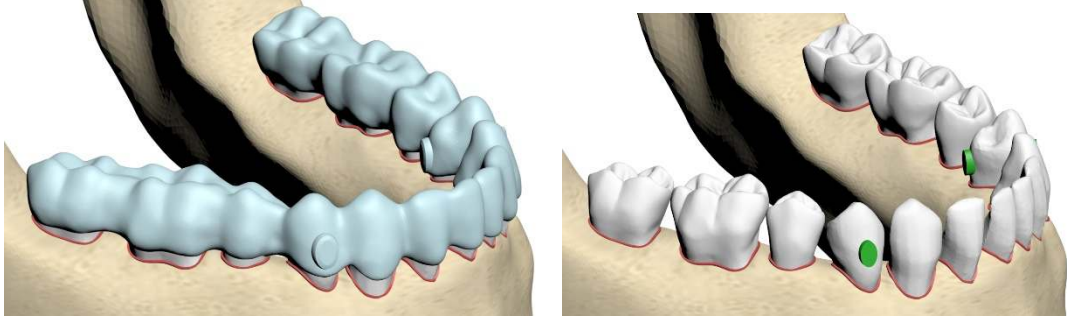
Şekil 3. 15. Grup 10 çalışma modeli görüntüsü



Şekil 3. 16. Grup 11 çalışma modeli görüntüsü



Şekil 3. 17. Grup 12 çalışma modeli görüntüsü

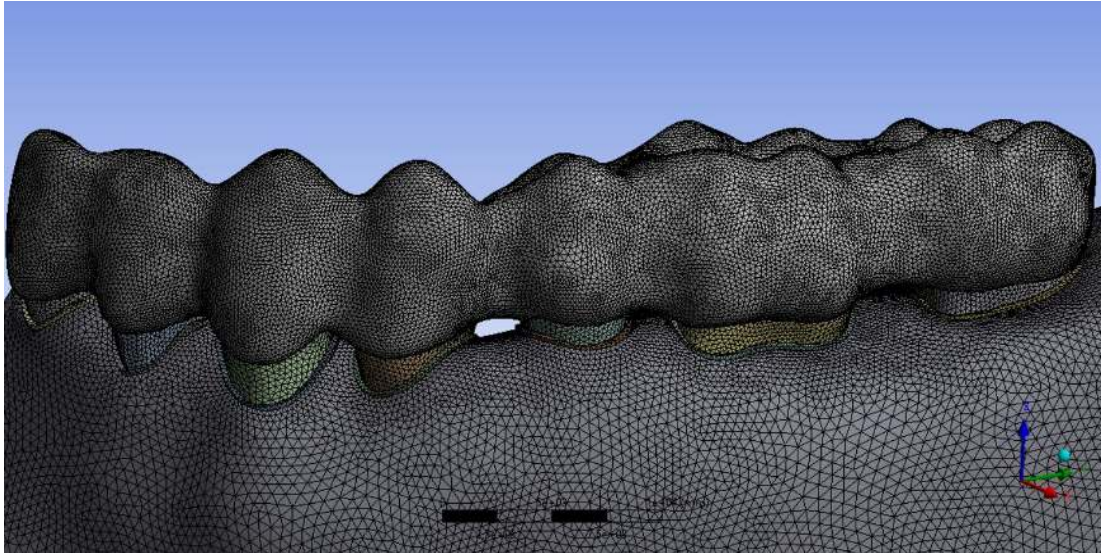


Şekil 3. 18. Grup 13 çalışma modeli görüntüsü

3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin ‘mesh’ adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir.

Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır (Şekil 3.19).



Şekil 3. 19. Geometrik mesh modeli

3.4. Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır.

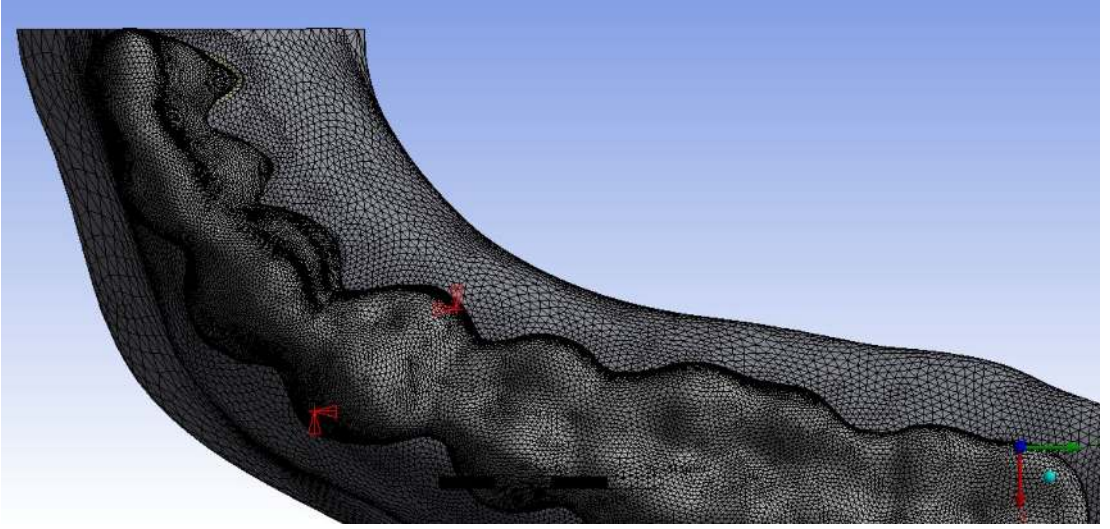
Tablo 3. 2. Çalışmada kullanılan malzemelerin fiziksel özellikleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [v]
Kortikal Kemik	13700	0,26
Trabeküler Kemik	1370	0,3
Dentin	18600	0,3
PDL	0.667	0,45
Kompozit Ataşman	12500	0,36
Plak	528	0,36

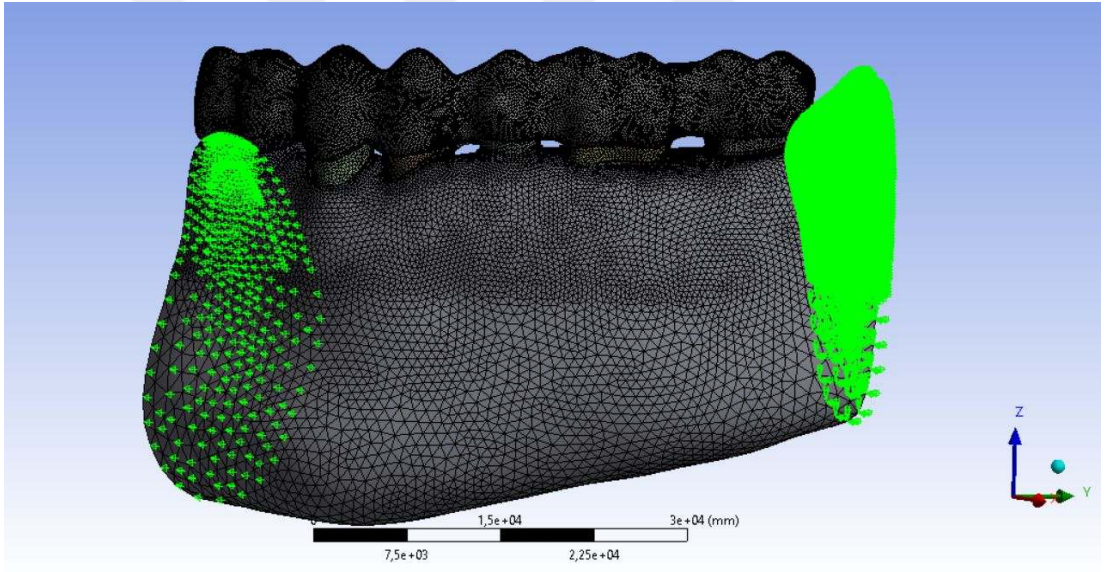
Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır (Tablo 3.2).

3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde birinci premolar diş üzerindeki şeffaf plağın bukkal ve lingual bölgelerinde aktif yüzeylerinden, her bir yüzeyden 0.125'er mm yer değiştirmeyi temsil eden toplam 0.25 mm'lik aktivasyon kuvveti uygulanmıştır (Şekil 3.20). Modeller kemiğin bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir. Modelde bulunan bütün parçalara; X eksenini normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır (Şekil 3.21). Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 13 analiz modeli için toplam 13 non-lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3. 20. Aktivasyon kuvveti



Şekil 3. 21. Sınır koşulları

3.6. Kantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan 13 analiz modeli için kantitatif bilgiler paylaşılmıştır.

Tablo 3. 3. Kantitatif model bilgileri

	Toplam Düğüm Sayısı	Toplam Eleman Sayısı
Model 1	278913	1017593
Model 2	280915	1024468
Model 3	282970	1032612
Model 4	283295	1033275
Model 5	281938	1029034
Model 6	279784	1020124
Model 7	282089	1029183
Model 8	283016	1032448
Model 9	281187	1025824
Model 10	284293	1036566
Model 11	288051	1051371
Model 12	285580	1040676
Model 13	284352	1037342

Toplam düğüm sayısı ve toplam eleman sayısı 13 farklı model için ayrı ayrı gösterilmiştir (Tablo 3.3).

3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

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

Tüm modeller için Şeffaf Plak – Diş ve Şeffaf Plak – Ataşman ara yüzlerinde $\mu=0.2$ katsayılı non-lineer sürtünme kontağı tanımlanmıştır.

Diğer temas eden komponentler arasında ise bonded tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

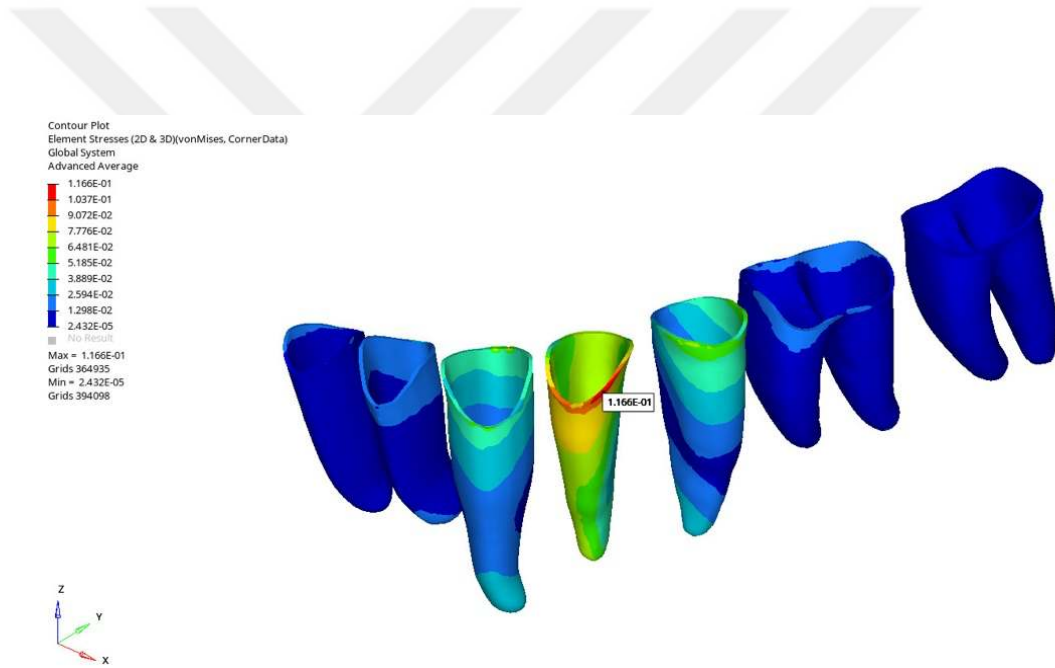
4. BULGULAR

Mandibular birinci premolar dişin farklı ataşmanlar ve farklı konumlar altında şeffaf plak ile yapılan rotasyon hareketlerinin etkinliğinin incelenmesi için dişlerde, ataşmanda ve PDL’de meydana gelen; Von Mises stres dağılımları ile transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirmeleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulama anında elde edilen değerleri göstermektedir. Oluşturulan modeller üzerinde seçilen düğümlere ait Von Mises stres dağılımı ile transversal, sagittal ve vertikal yer değiştirme miktarları dağılım değerleri elde edilmiştir. X eksen transversal yönü, Y eksen sagittal yönü ve Z eksen de vertikal yönü belirtmektedir. Analizde elde edilen yer değiştirmeler ve stresler görsel olarak belirli limitler arasında olacak şekilde bir renk skalasıyla ifade edilmiştir. Von Mises stres seviyelerinin ve hareketin en yoğun olduğu bölgeler kırmızı renk ile gösterilirken, bu değerlerin en düşük olduğu bölgeler mavi renk ile gösterilmektedir. Yer değiştirme miktarlarının resimleri sagittal, transversal ve vertikal yönde ayrı olarak değerlendirilmektedir. Kırmızı alanlar belirtilen eksen doğrultusunda yer değiştirmeleri göstermekte, mavi alanlar belirtilen eksenin tersi yönünde yer değiştirildiğini göstermekte, yeşil veya sarı alanlar belirtilen eksen yönündeki en düşük yer değiştirme miktarını göstermektedir. Çalışmada yer değiştirme miktarları için milimetre (mm), stres değerleri için MPa l birimleri kullanılmıştır.

Tablo 4.1. Çalışmada değerlendirilen tüm grupların sonuçları (PDL üzerinde oluşan Von mises stresleri, şeffaf plak toplam yer değiştirme, toplam diş yer değiştirme)

GRUPLAR					
	Ataşman Tipi	Yerleşim Bölgesi	1 – Pdl Von mises stres	2- Şeffaf plak toplam yer değiştirme	3- Diş toplam yer değiştirme
Grup 01 (kontrol grubu)	-	-	0,1166	0,2014	0,07043
Grup 02	Semi Elipsoid	Bukkal	0,1587	0,2016	0,09547
Grup 03	Dikey Dikdörtgen	Bukkal	0,1528	0,1995	0,09092
Grup 04	Yatay Dikdörtgen	Bukkal	0,1789	0,2128	0,1115
Grup 05	Elipsoid	Bukkal	0,1644	0,2008	0,09856
Grup 06	Semi Elipsoid	Lingual	0,1267	0,1821	0,09360
Grup 07	Dikey Dikdörtgen	Lingual	0,1197	0,1814	0,07283
Grup 08	Yatay Dikdörtgen	Lingual	0,1380	0,1767	0,1012
Grup 09	Elipsoid	Lingual	0,1232	0,1759	0,07531
Grup 10	Semi Elipsoid	Bukkal + Lingual	0,1877	0,1441	0,1184
Grup 11	Dikey Dikdörtgen	Bukkal + Lingual	0,1749	0,1614	0,1109
Grup 12	Yatay Dikdörtgen	Bukkal + Lingual	0,1971	0,1562	0,1267
Grup 13	Elipsoid	Bukkal + Lingual	0,1689	0,1657	0,1042

Yapılan sonlu eleman analizi sonucu elde edilen yer değıştirme miktarı ve stres değęerleri, her model ve düzlem için renk haritalarıyla görselleştirilmiştir. Tüm sonuçlar Tablo 4.1 ve Şekil 4.1- Şekil 4. 39 'da gösterilmiştir. PDL'de oluşan en yüksek stres değęeri Grup 12'de gözlemlenmiştir (0,1971 MPa) (Şekil 4.12). En düşük değęer ise Grup 7'de gözlemlenmiştir (0,1197 MPa) (Tablo 4.1, Şekil 4.7). En yüksek şeffaf plak hareketi Grup 4'te (0,2128 mm) gözlemlenmiştir (Şekil 4.17). En düşük şeffaf plak hareketi Grup 10'da (0,1441 mm) gözlemlenmiştir (Tablo 3.1, Şekil 4.23). En yüksek diş yer değıştirmesi Grup 12'de (0,1267mm) gözlemlenmiştir (Tablo 3.1, Şekil 4.38).

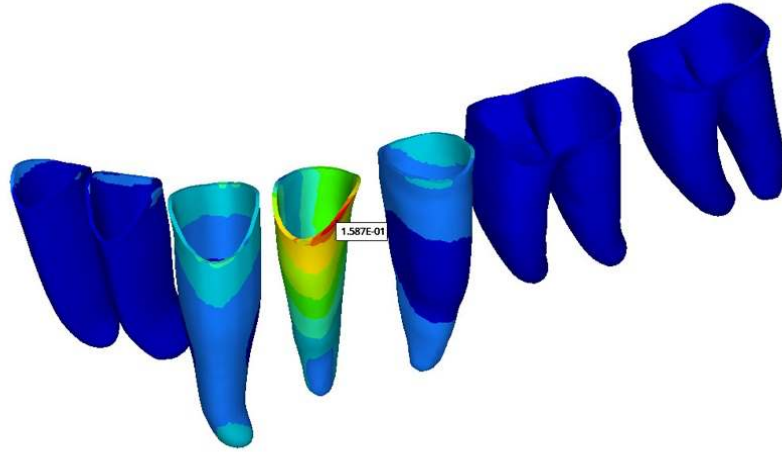


Şekil 4. 1. PDL'de oluşan Von mises stres değęerlerinin sonuçları Grup 1

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)
Global System
Advanced Average

1.587E-01
1.411E-01
1.235E-01
1.058E-01
8.821E-02
7.057E-02
5.294E-02
3.530E-02
1.767E-02
3.197E-05
No Result

Max = 1.587E-01
Grids 364933
Min = 3.197E-05
Grids 391047

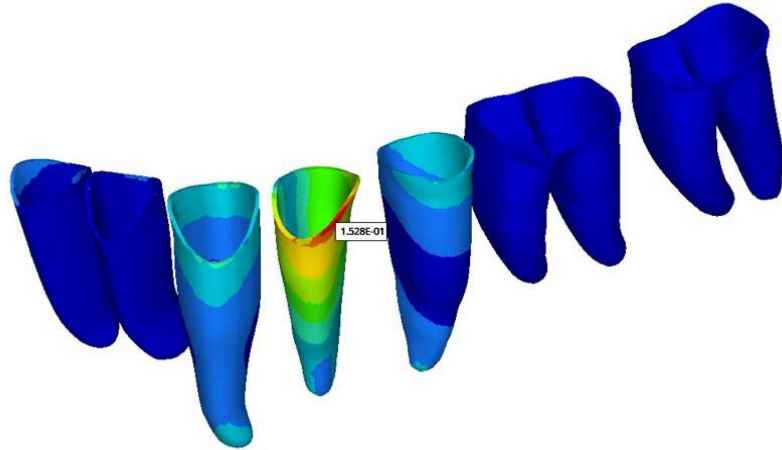


Şekil 4. 2. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 2

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)
Global System
Advanced Average

1.528E-01
1.358E-01
1.189E-01
1.019E-01
8.495E-02
6.800E-02
5.105E-02
3.410E-02
1.715E-02
2.031E-04
No Result

Max = 1.528E-01
Grids 364933
Min = 2.031E-04
Grids 382681

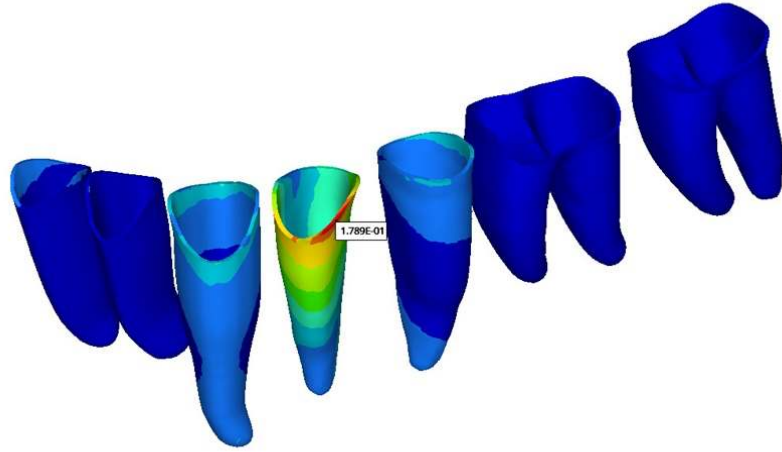


Şekil 4. 3. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 3

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)
Global System
Advanced Average

1.789E-01
1.591E-01
1.382E-01
1.194E-01
9.054E-02
7.969E-02
5.984E-02
3.999E-02
2.015E-02
2.979E-04

Max = 1.789E-01
Grids 364933
Min = 2.979E-04
Grids 385634

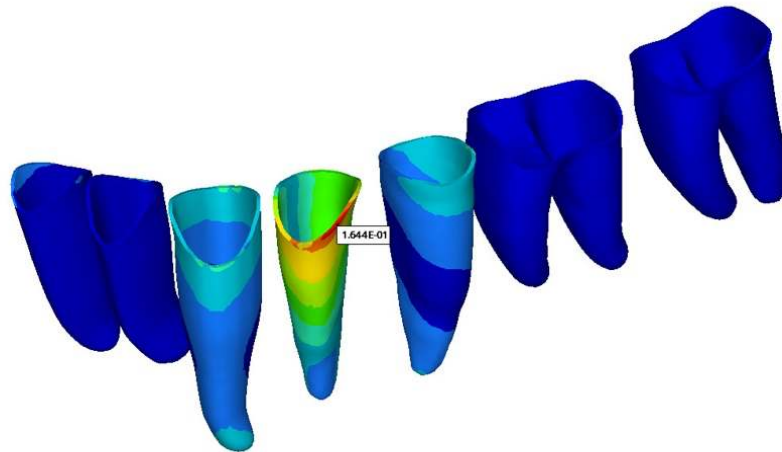


Şekil 4. 4. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 4

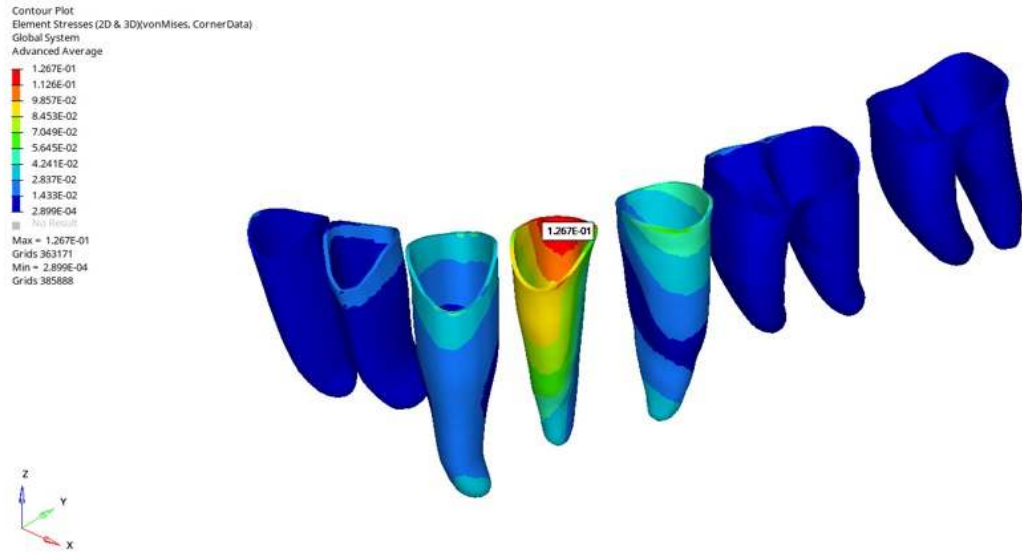
Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)
Global System
Advanced Average

1.644E-01
1.462E-01
1.279E-01
1.097E-01
9.147E-02
7.324E-02
5.501E-02
3.679E-02
1.856E-02
3.295E-04

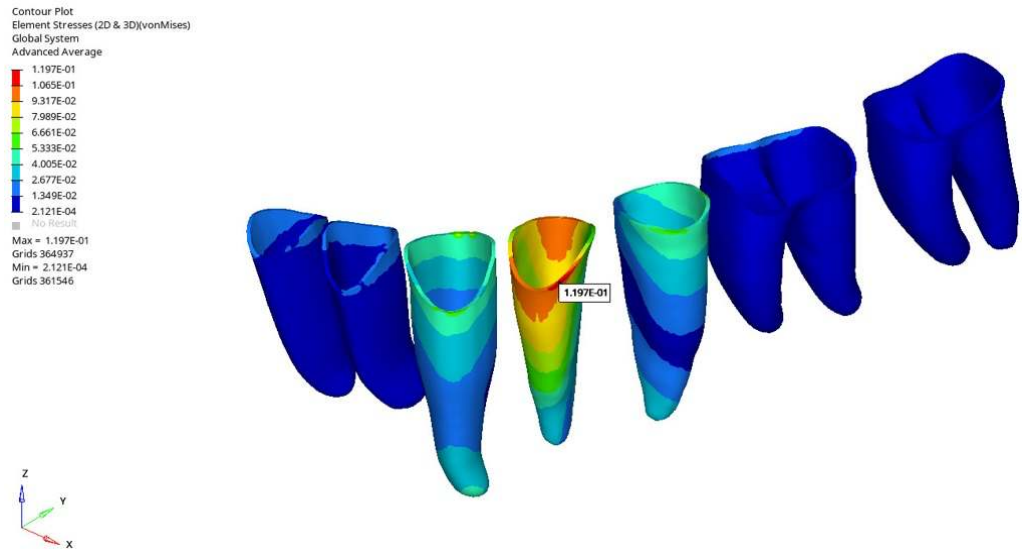
Max = 1.644E-01
Grids 364933
Min = 3.295E-04
Grids 380379



Şekil 4. 5. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 5



Şekil 4. 6. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 6

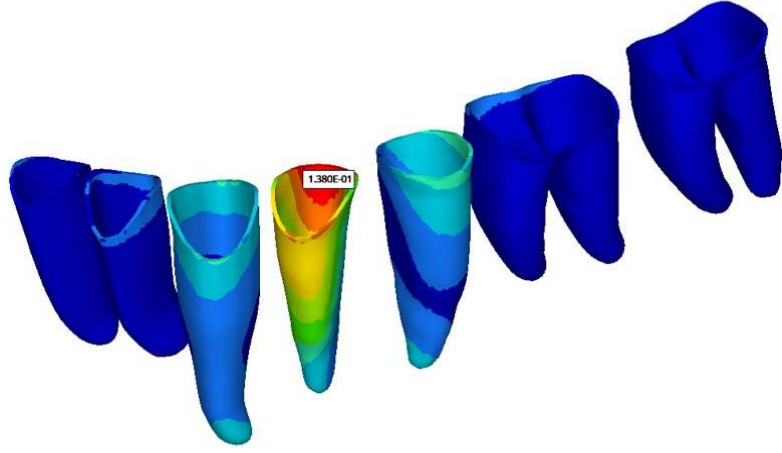


Şekil 4. 7. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 7

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)
Global System
Advanced Average

1.380E-01
1.227E-01
1.074E-01
9.210E-02
7.680E-02
6.149E-02
4.618E-02
3.087E-02
1.556E-02
2.555E-04

Max = 1.380E-01
Grids 363171
Min = 2.555E-04
Grids 395889

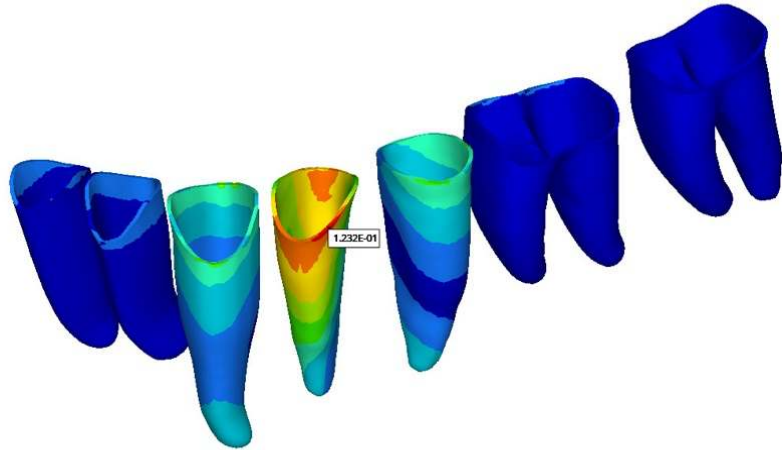


Şekil 4. 8. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 8

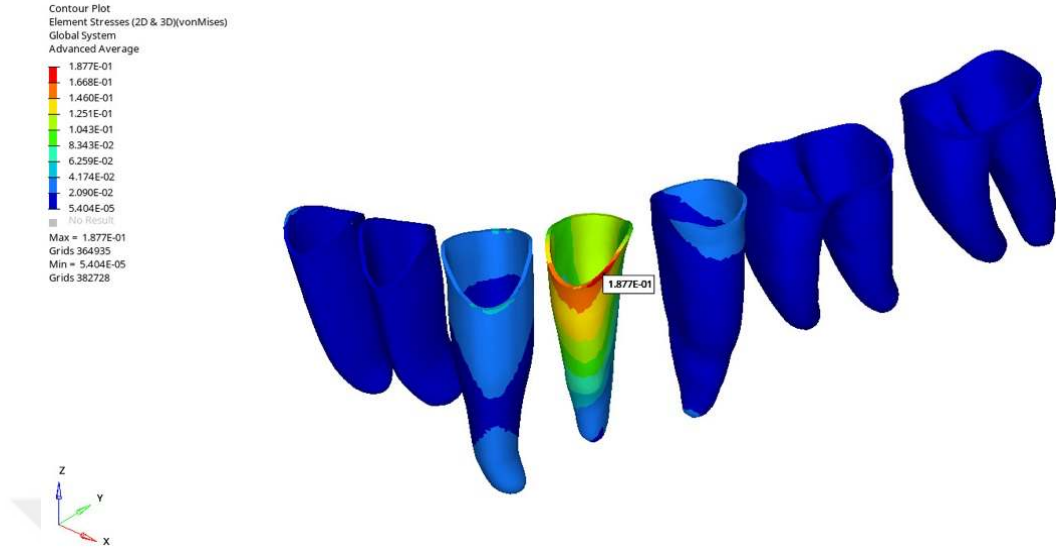
Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)
Global System
Advanced Average

1.232E-01
1.095E-01
9.583E-02
8.215E-02
6.848E-02
5.480E-02
4.112E-02
2.745E-02
1.377E-02
9.068E-05

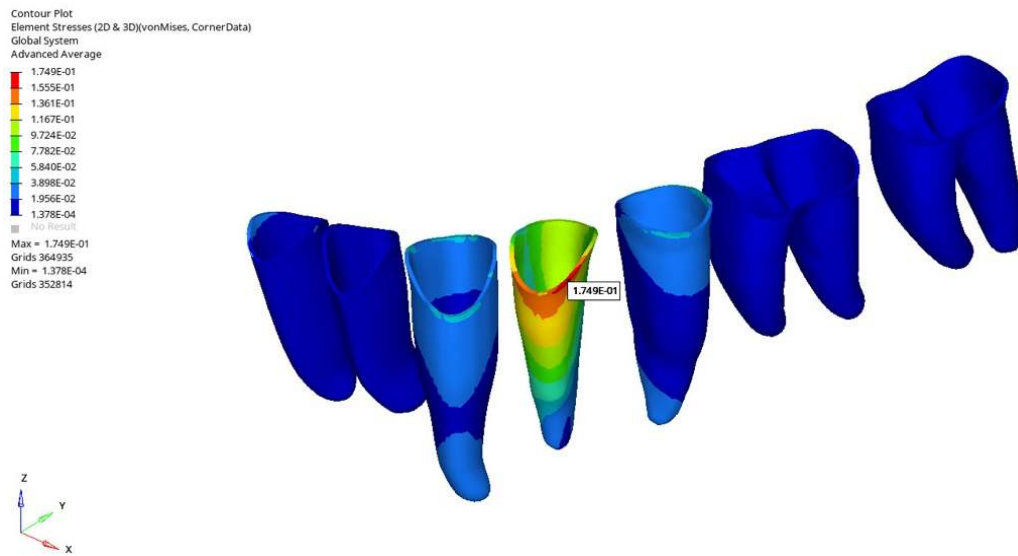
Max = 1.232E-01
Grids 364935
Min = 9.068E-05
Grids 387506



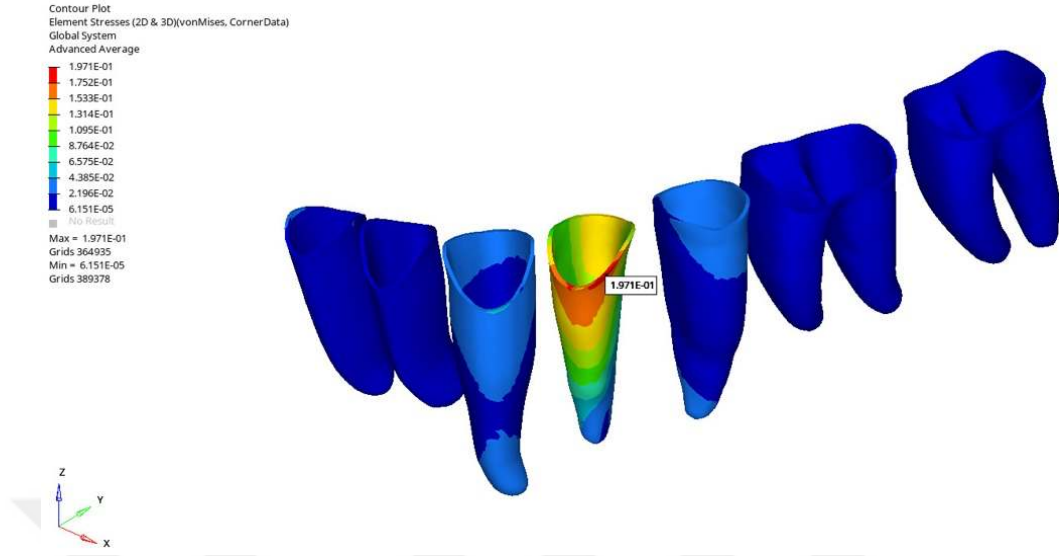
Şekil 4. 9. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 9



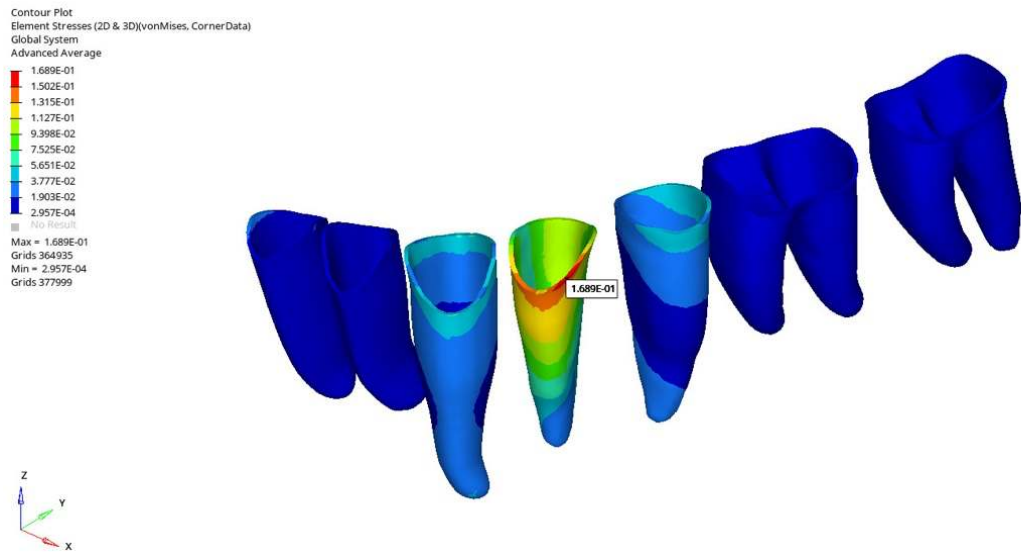
Şekil 4. 10. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 10



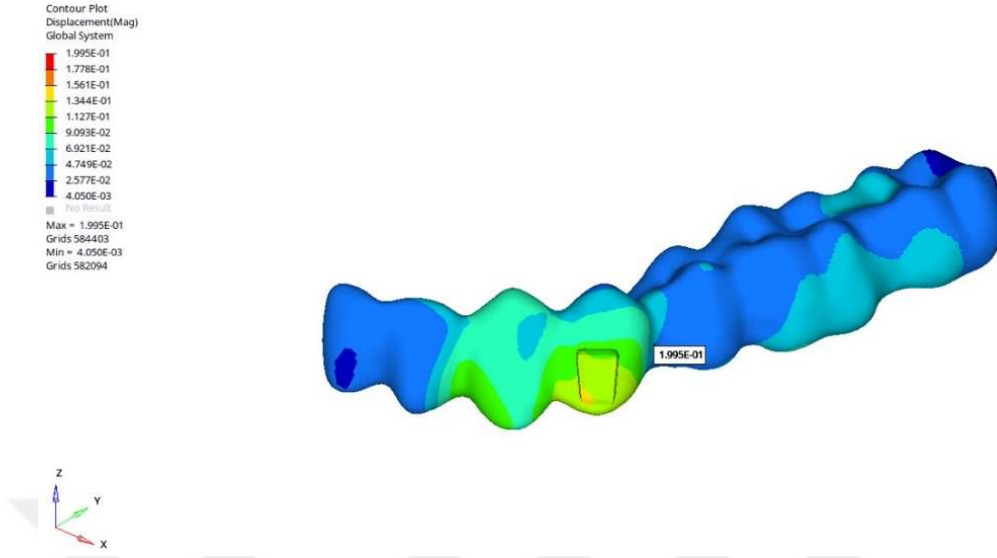
Şekil 4. 11. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 11



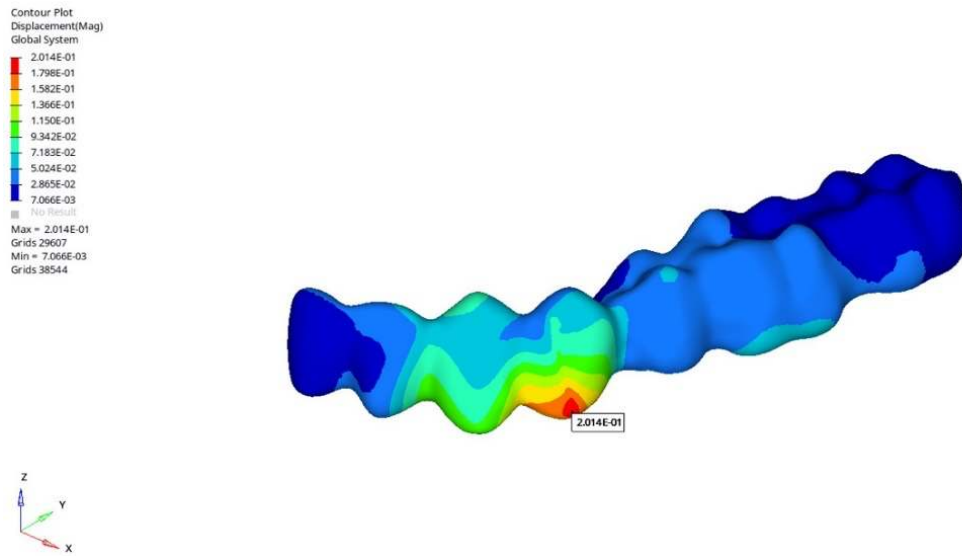
Şekil 4. 12. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 12



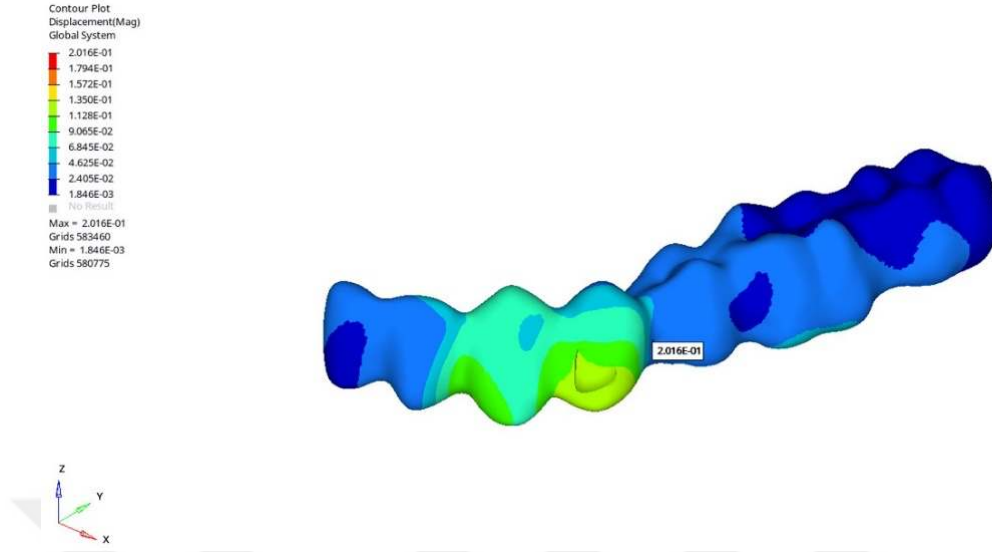
Şekil 4. 13. PDL’de oluşan Von mises stres değerlerinin sonuçları Grup 13



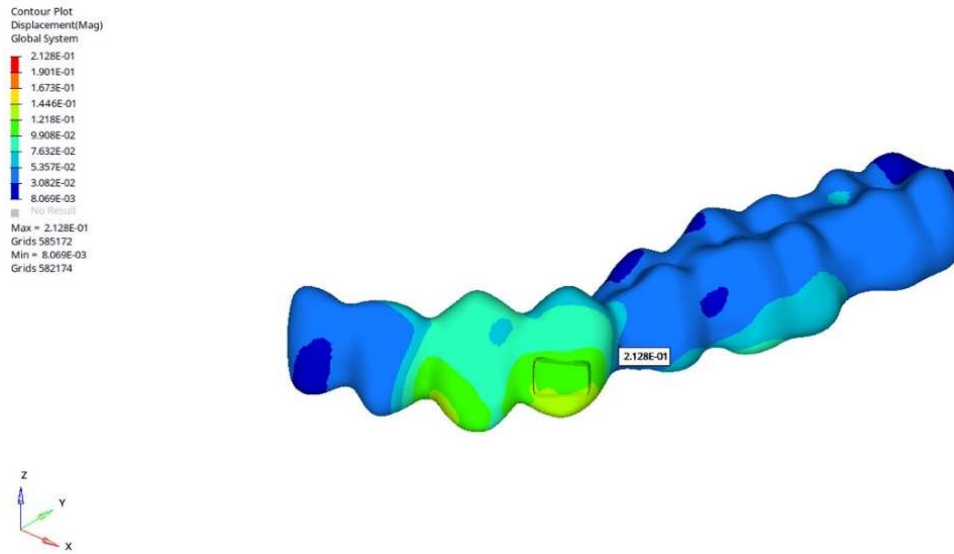
Şekil 4. 14. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 1



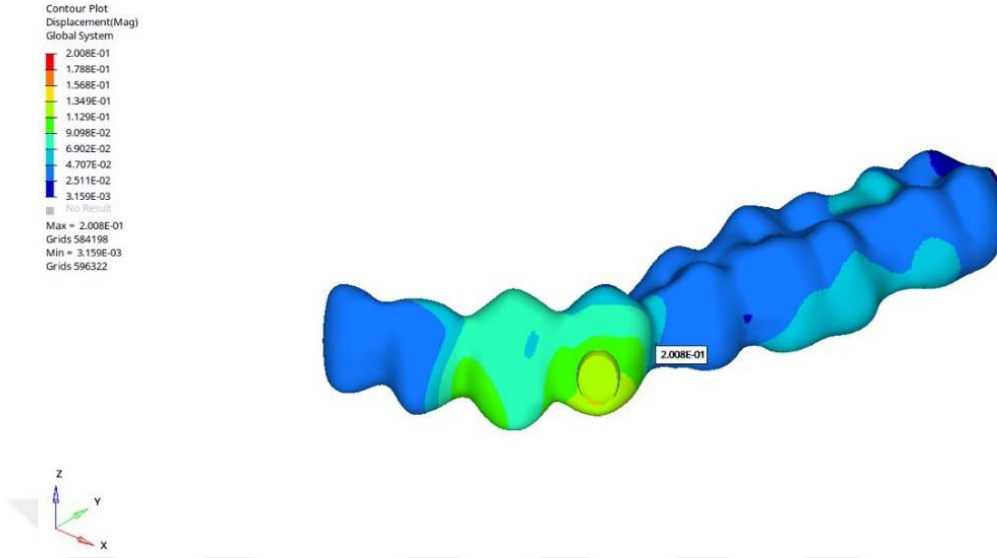
Şekil 4. 15. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 2



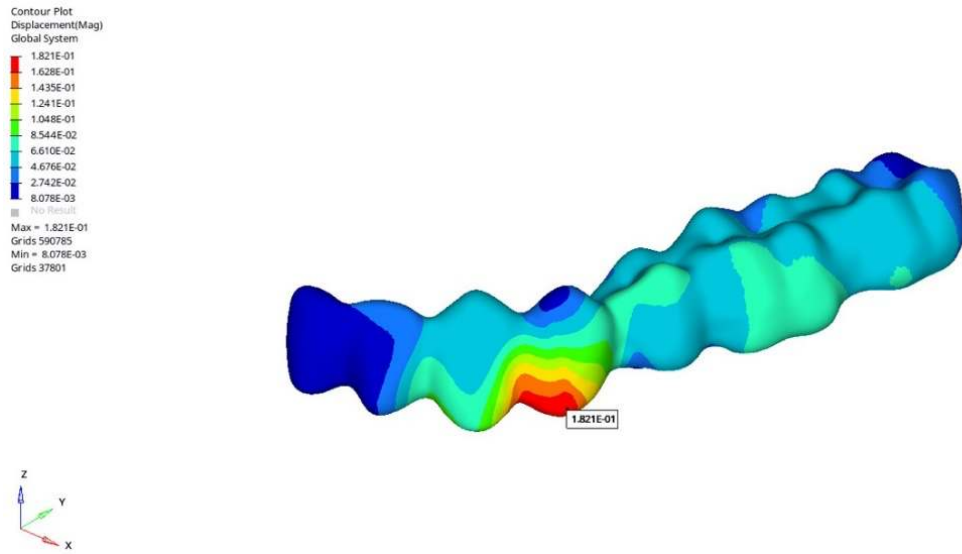
Şekil 4. 16. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 3



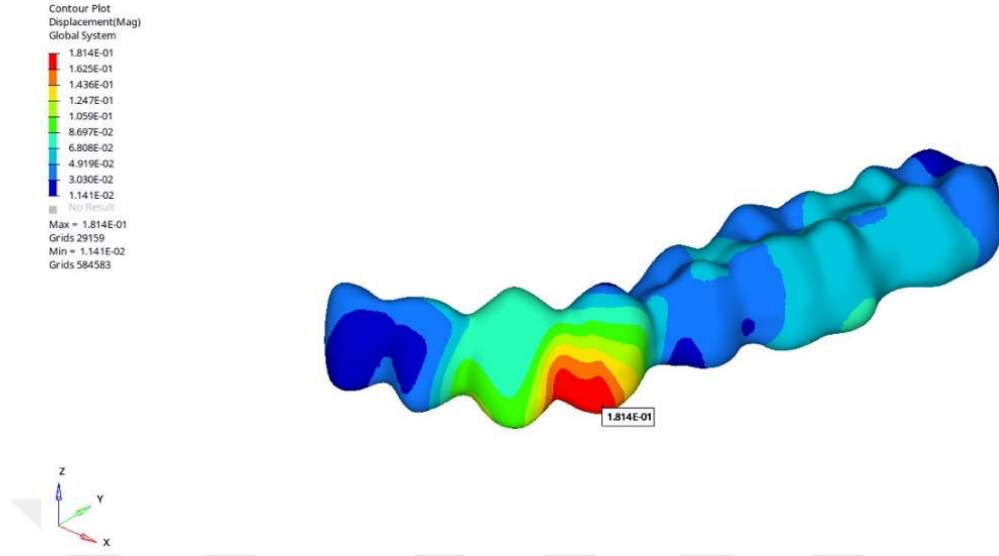
Şekil 4. 17. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 4



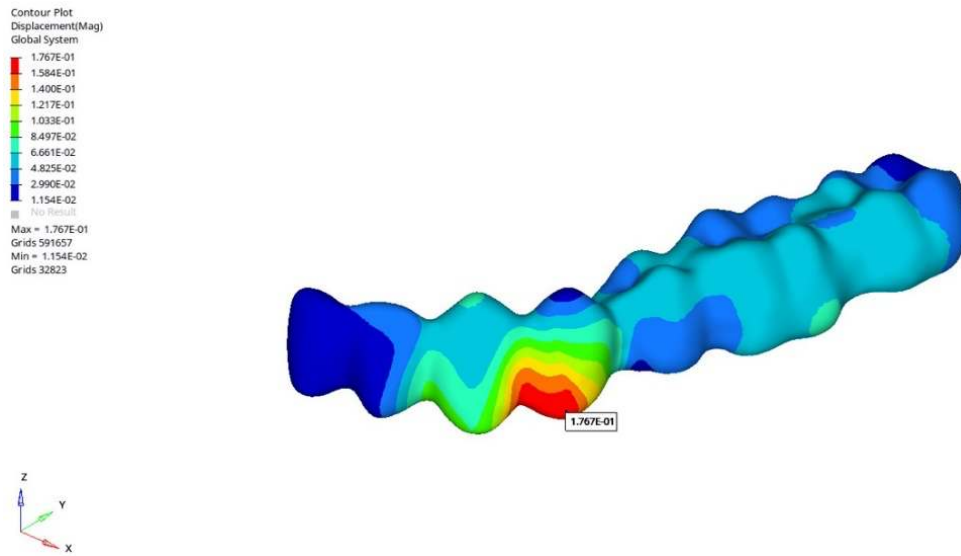
Şekil 4. 18. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 5



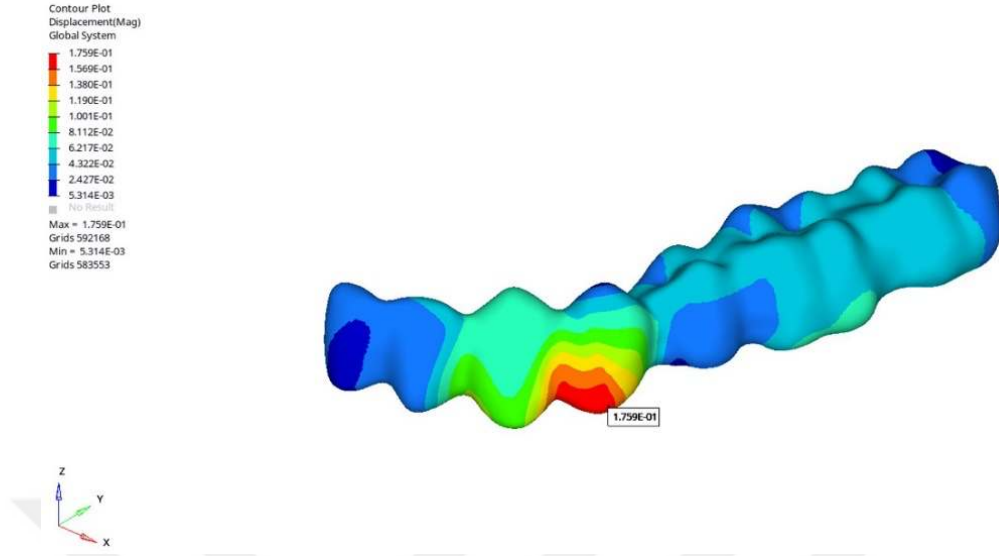
Şekil 4. 19. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 6



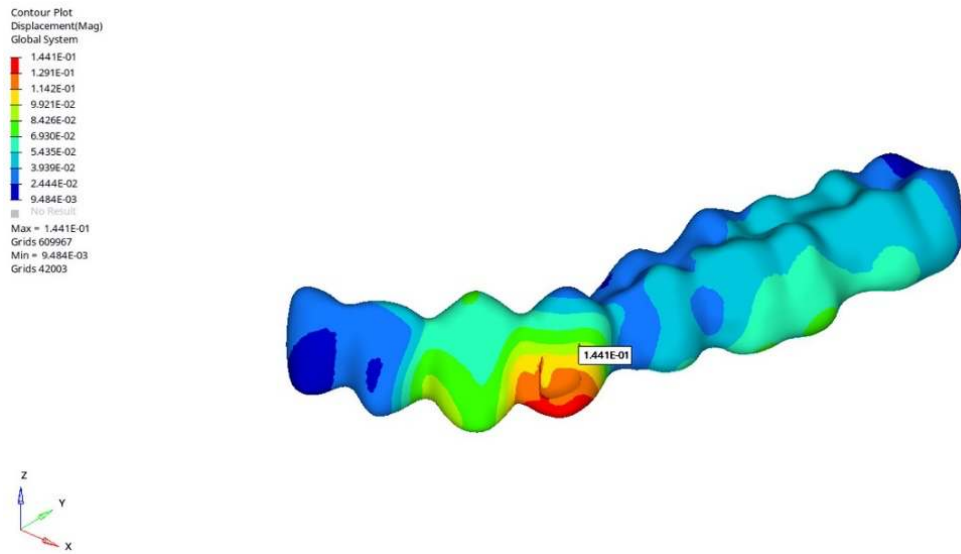
Şekil 4. 20. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 7



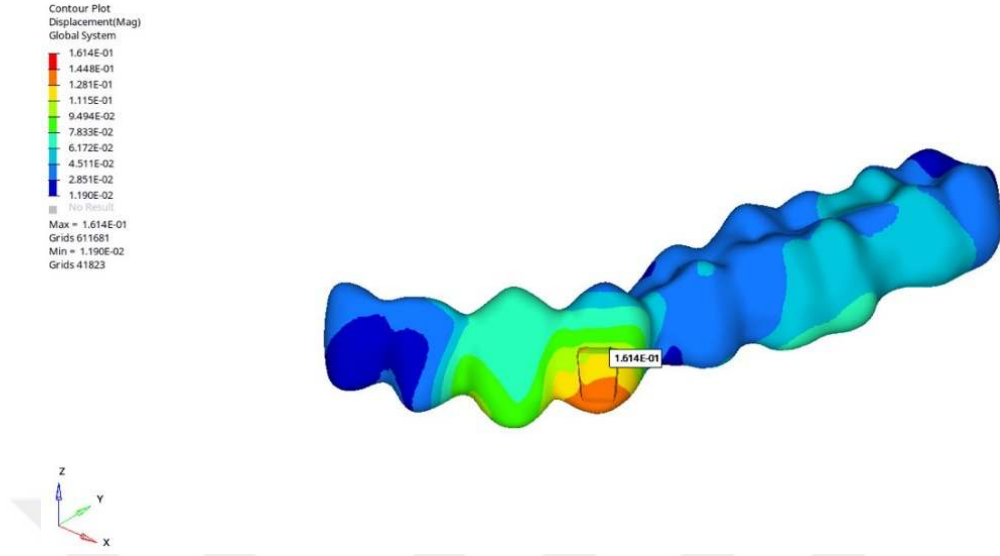
Şekil 4. 21. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 8



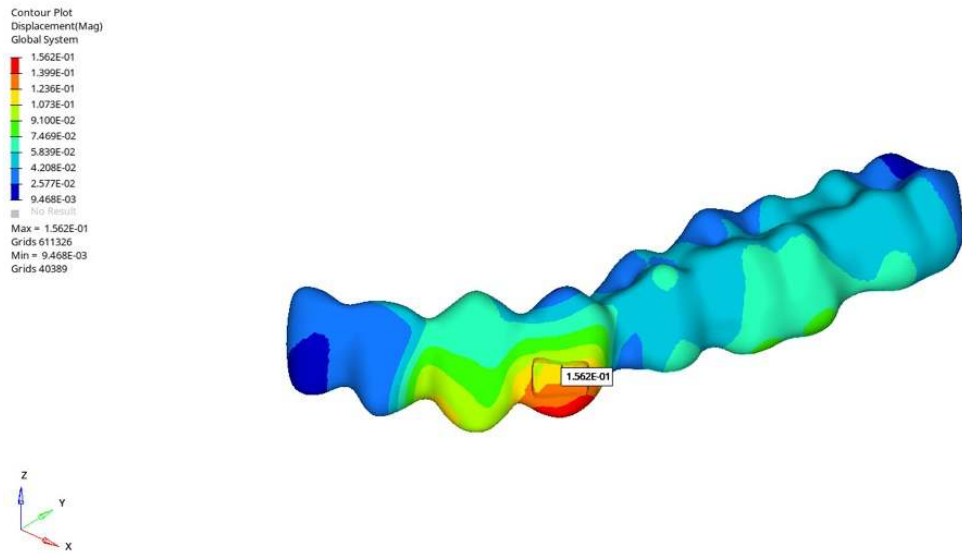
Şekil 4. 22. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 9



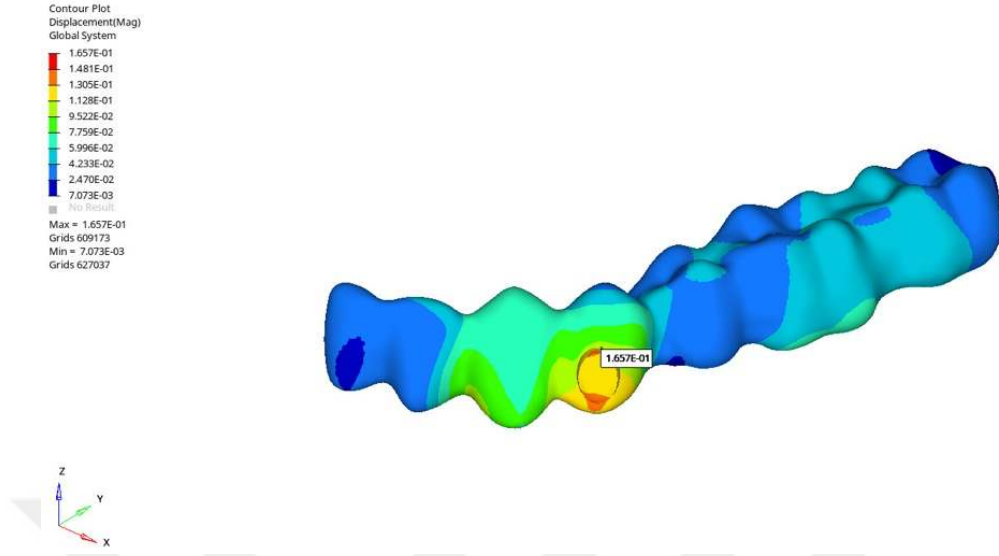
Şekil 4. 23. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 10



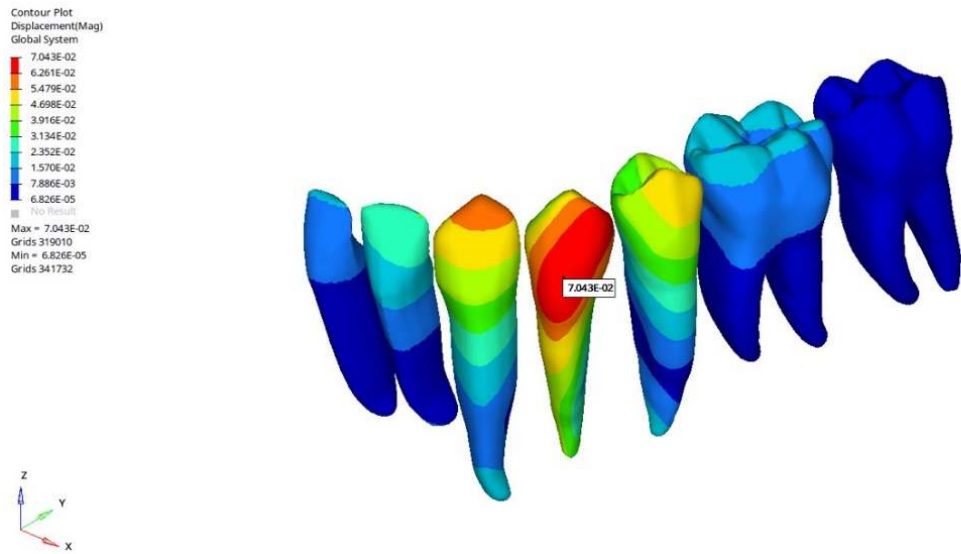
Şekil 4. 24. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 11



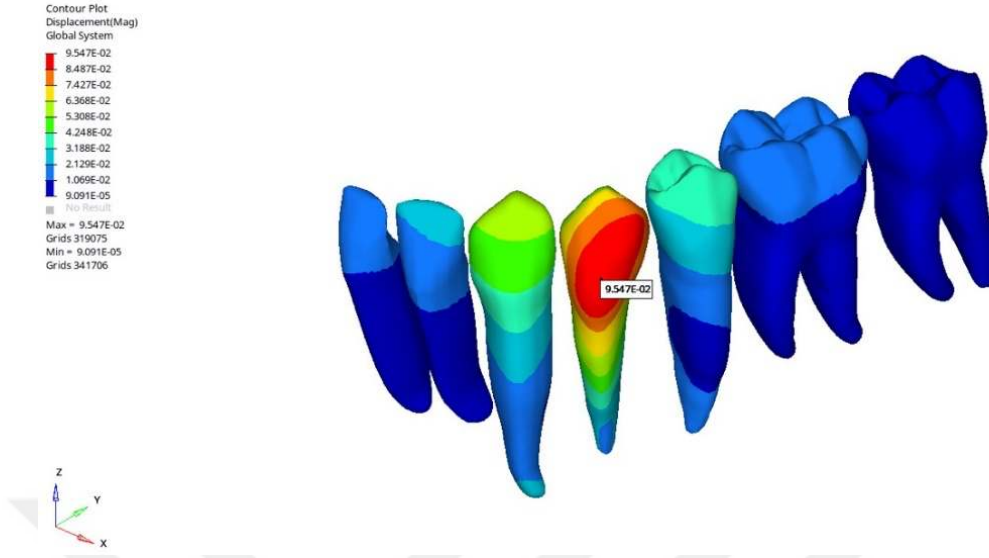
Şekil 4. 25. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 12



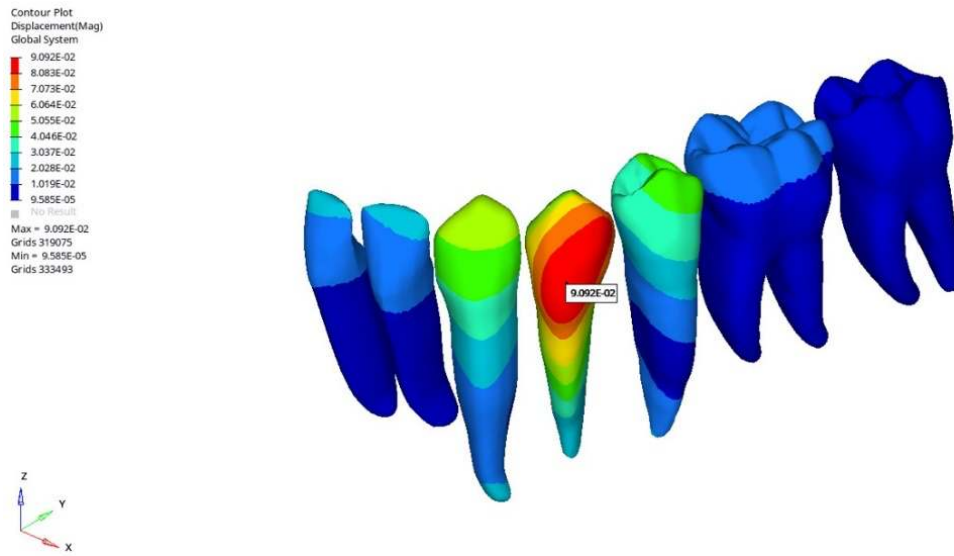
Şekil 4. 26. Şeffaf plak toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 13



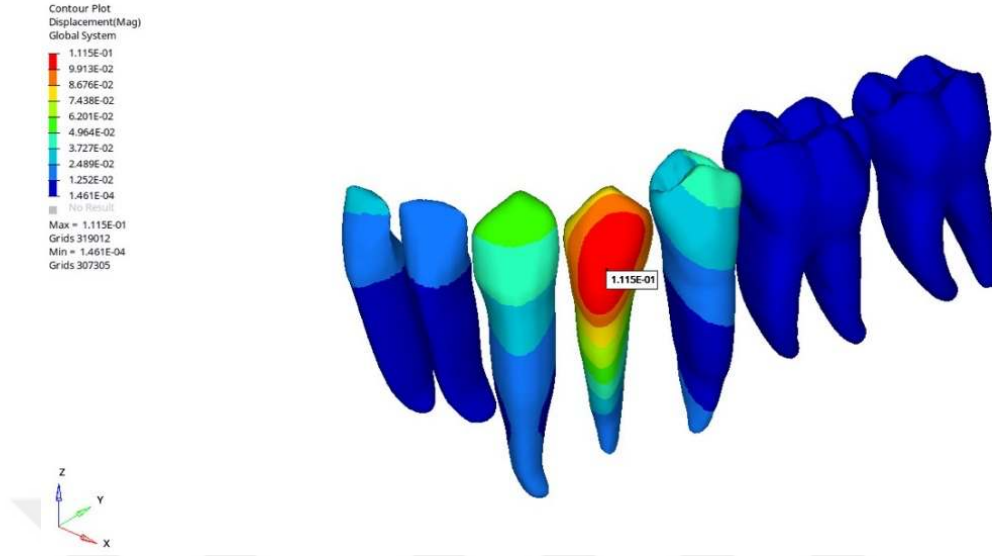
Şekil 4. 27. Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 1



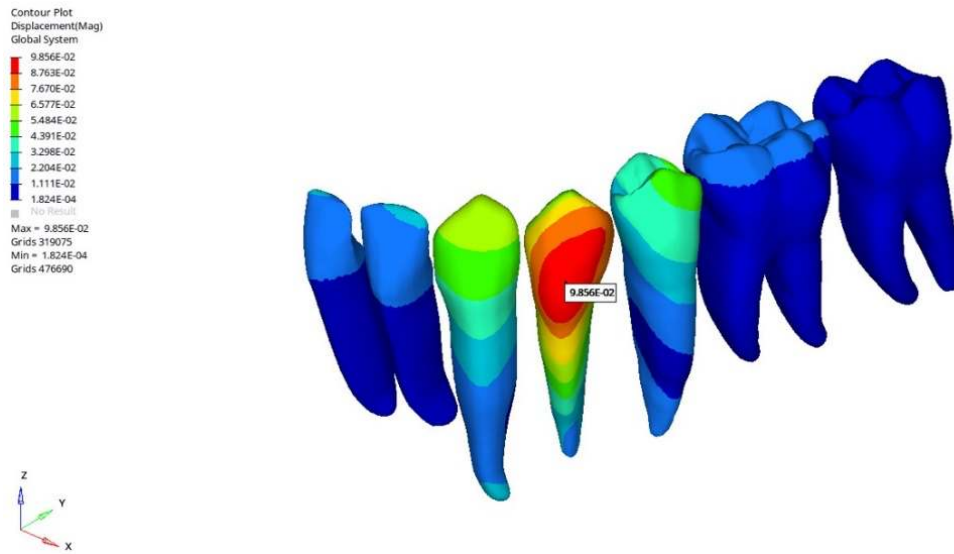
Şekil 4. 28. Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 2



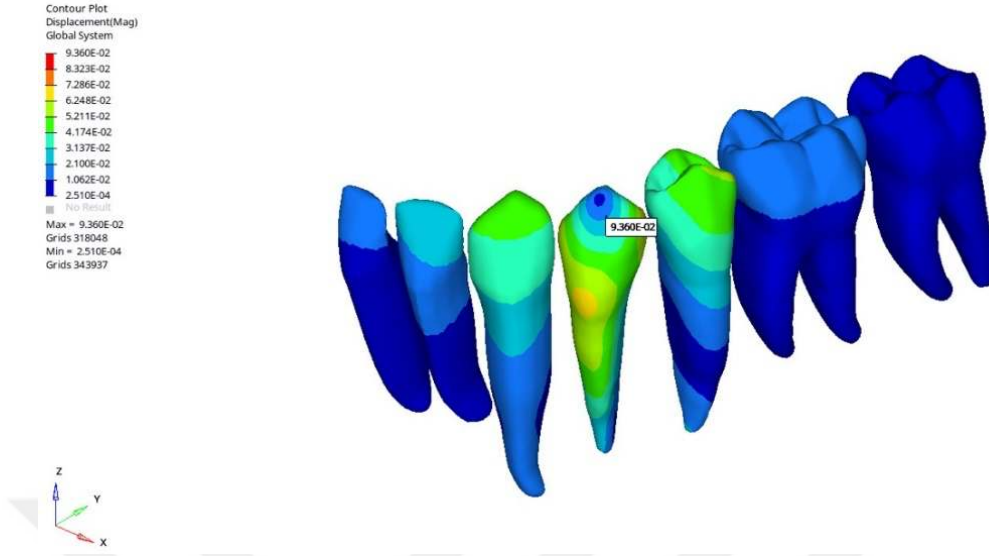
Şekil 4. 29. Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 3



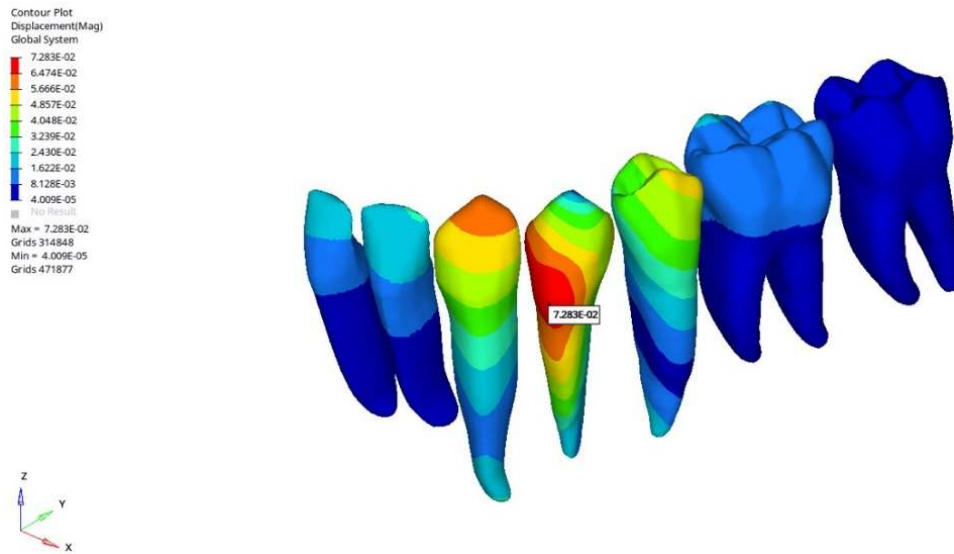
Şekil 4. 30. Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 4



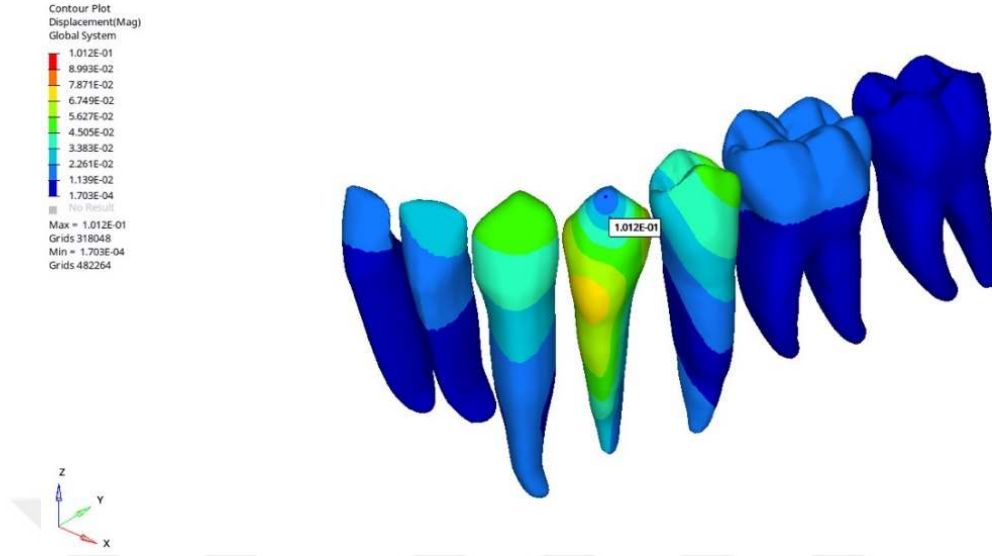
Şekil 4. 31. Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 5



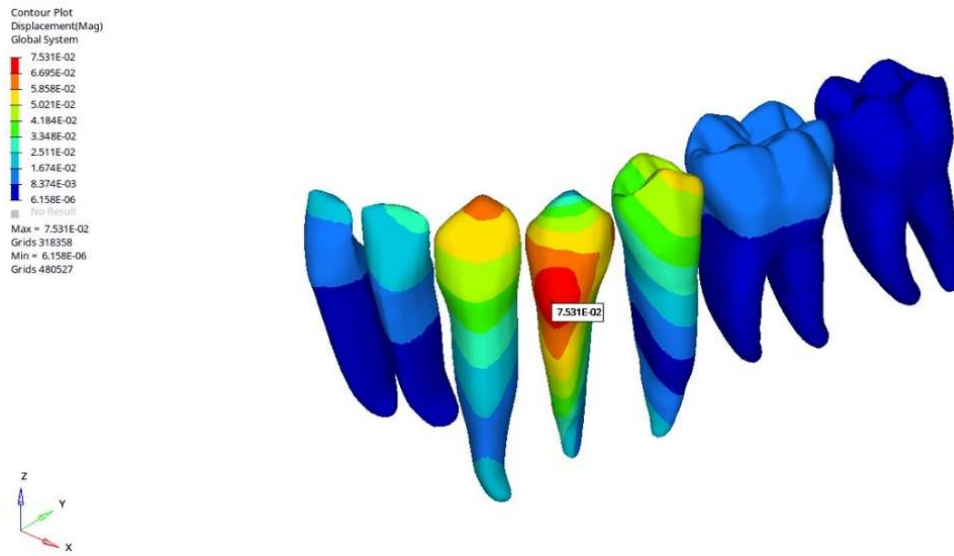
Şekil 4. 32. Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 6



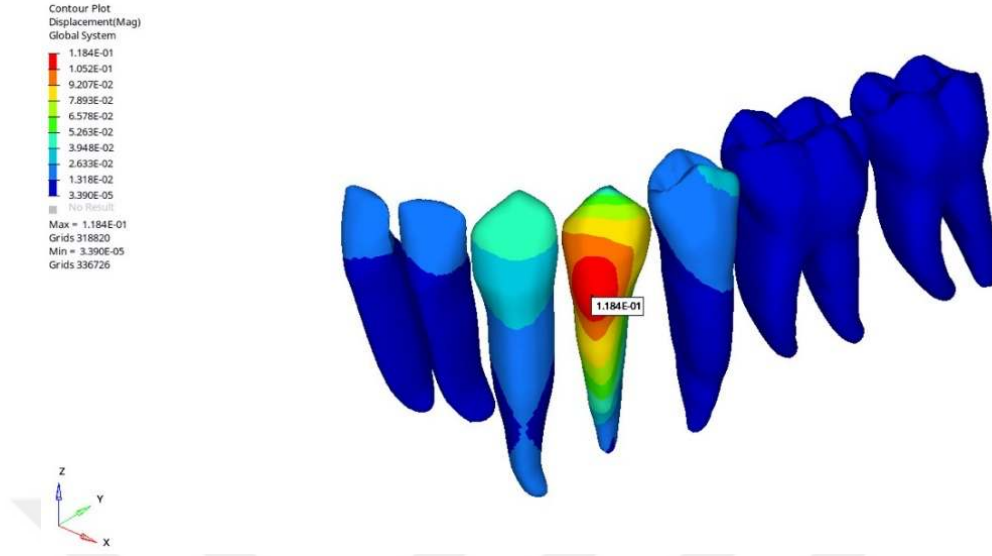
Şekil 4. 33. Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 7



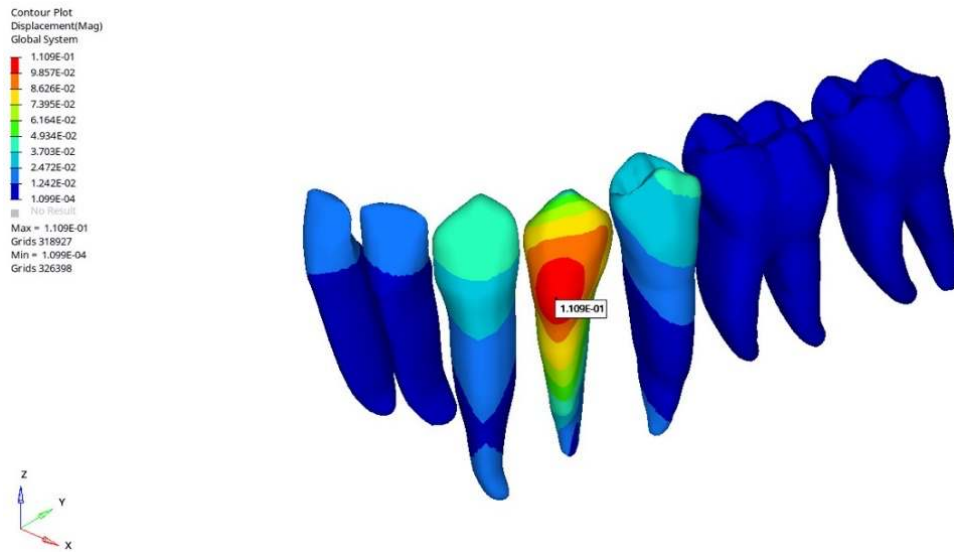
Şekil 4. 34. Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 8



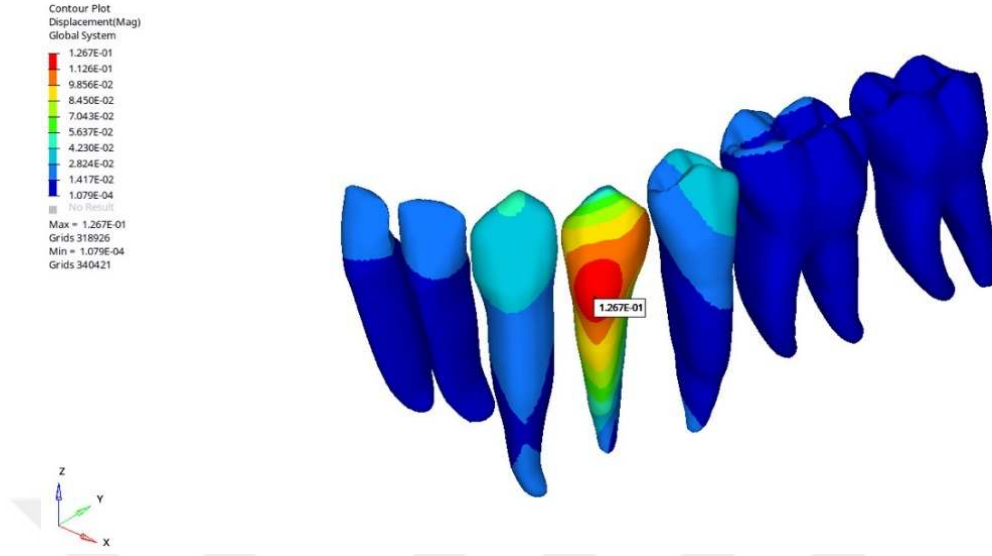
Şekil 4. 35. Diş toplam yer değiştirme değerlerinin sonuçları Grup 9



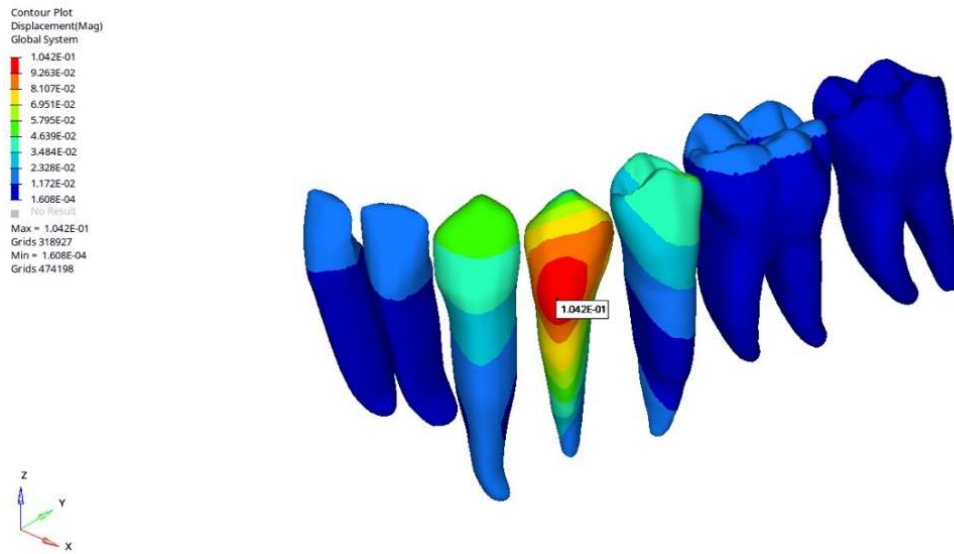
Şekil 4. 36. Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 10



Şekil 4. 37. Diş toplam yer değıştirme değerlerinin sonuçları Grup 11



Şekil 4. 38. Diş toplam yer değıştirme değęrlerinin sonuçları Grup 12



Şekil 4. 39. Diş toplam yer değıştirme değęrlerinin sonuçları Grup 13

5. TARTIŞMA

Günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artması ile şeffaf plak tedavileri yaygınlaşmıştır. Şeffaf plak tedavilerinin ilk aşaması doğru teşhis ve tedavi aşamalarının yerinde belirlenmesidir. Bu tedaviler ataşmanlı ya da ataşmansız olarak yapılabilir. Vakanın derinliği, dişlerinin yapısı hastanın beklentileri ve motivasyonu şeffaf plak tedavilerinin sınırlamaları arasındadır. Uzmanların bu durumları göz önünde bulundurarak planlama yapması tedavinin uzun dönem başarısını etkilemektedir (Bowman, 2017). Şeffaf plak tedavilerindeki en önemli endişe dişlerin istenilen hareketleri yapamamasıdır. Chisari ve ark., şeffaf plak tedavilerinde tek bir kesici dişin hareketinin beklenilenin %57'si kadar gerçekleştiğini bildirmişlerdir (Chisari et al., 2014).

Şeffaf plak tedavilerinde, yazılım üzerinden ayarlanan hareket türleri ve miktarı (Lombardo et al., 2017), power arm, elastik ve buton gibi yardımcı elemanların kullanımı (Simon et al., 2014), plakların fiziksel özellikleri ve üretim yöntemleri (Lombardo et al. 2017) ile plağın dişetine göre konumu (Cowley, 2012) gibi birçok faktör diş hareketinin aşamalandırılması dolayısı ile tedavinin sonucunu değiştirmektedir.

Literatürde şeffaf plak tedavileri ile ilgili kısıtlı çalışma bulunmaktadır. İki farklı şeffaf plak sisteminin endikasyonunu değerlendiren bir çalışmada, plakların kullanım kolaylığını, maloklüzyon tedavisini ve madde özellikleri gözlemlenmiştir. Bu sistemlerin her ikisinde de dişlerin hizalanması ve ark koordinasyonu hedefine ulaşılmış ancak tork ve rotasyon düzeltilmesi ile ilgili tam bir başarı elde edilememiştir (Ercoli et al., 2014).

Önceleri daha çok ataşmansız olarak yapılan şeffaf plak tedavileri, hastanın konforu ve etkin tedavisi için farklı tipte ataşmanlar tedaviye eklenerek uygulanmaktadır. Birçok şeffaf plak uygulayıcısı farklı ortodontik ihtiyaçlara göre değişik şekillerde ataşman geliştirmişlerdir. Her diş hareketinin kendine özgü ataşmanları olabilmektedir (Savignano et al. 2017). Rotasyon hareketi, özellikle konik dişler söz konusu olduğunda, şeffaf plaklarla düzeltilmesi en zor hareketlerden biri olarak kabul edilir. Literatürde, ataşmanların kullanımının derotasyon hareketinin etkinliğini artırabileceğini, şeffaf plak için undercutlar oluşturarak, retansiyonu

iyileştirebileceğini göstermektedir (Barone et al., 2016; Cortona et al., 2020; Elkholy et al., 2019; Savignano et al., 2014; Simon et al., 2014). Bununla birlikte, bazı klinik çalışmalar ataşmanlı ve ataşmansız tedavi edilen gruplar arasındaki anlamlı farklılıkların olmadığını vurgulamaktadır (Kravitz et al., 2008; Simon et al. 2014).

Kwon ve ark. (2008) 0,5 ile 1,0 mm kalınlıkları arasındaki 3 farklı termoplastik ortodontik plâgın kuvvet iletim özelliklerini 3 noktalı bükme testleri ve düz bir alçı model üzerinde ısıyla şekillendirilmiş malzeme numuneleri kullanarak araştırmışlardır. 0,2 mm ile 0,5 mm arasındaki kalınlıklarda üretilen plakların dişler üzerine kabul edilebilir kuvvet uyguladığını ifade etmişlerdir (Kwon et al., 2008).

Bu çalışmada da tüm mandibular dişleri kaplayan 0,5 mm olan şeffaf plaklar tasarlanmıştır. Şeffaf plaklar da diş hareketleri sırasında bowing etkisinden kurtulmak ve ortodontik kuvvetleri doğru şekilde dişle iletmek için ataşman kullanılması önerilmektedir. Fakat şeffaf plakların kompozit ataşmanları ile diş hareket mekanizması tam olarak açıklanabilmiş değildir (Goto et al., 2017). Kompozit ataşmanların şeffaf plak tedavilerine rotasyon kuvvetini artırdığını bildiren çalışmalar vardır (Barone et al. 2016). Savignano ve ark. (2017) vertikal ve horizontal kompozit ataşmanların şeffaf plak tedavilerinde kullanımının diş hareketlerini artırdığını ifade etmişlerdir. Rossini ve ark. (2015) elipsoid ve dikdörtgen şekilli ataşmanlar ile yapılan şeffaf plak tedavilerinde daha başarılı diş hareket sağlandığını sistematik derlemede savunmuşlardır. Gomez ve ark. (2015) ataşmansız şeffaf plak tedavilerinde dişlerde devrilme (tipping) kuvveti oluştuğunu ve ataşmanlı tedavilere göre diş hareketlerinin daha az gözlemlendiğini ifade etmişlerdir.

Çalışmamızın amacı, sonlu elemanlar analizi ile tek kalınlık ve sertlikte şeffaf plaklar modellenerek 4 farklı ataşman şeklinin, 3 farklı konumda mandibular birinci premolar diş üzerine yerleştirilerek; dişte oluşan rotasyon hareketini ve dokularda oluşan stresi gözlemlemektir. Literatürde şeffaf plak tedavilerinde diş hareketlerinin aktivasyon miktarı ile ilgili farklı düşünceler bulunmaktadır. 2015 yılında yapılan bir çalışmada ise; şeffaf plak tedavilerinde her plaktaki aktivasyon miktarı 0,5 mm olacak şekilde tedavi planlaması oluşturulmuş ve dişler üzerine gelen kuvvetler değerlendirilmiştir. Çalışma sonunda dişler üzerindeki stresin hızlı bir şekilde azaldığı bildirilmiştir. Zamana bağlı stres azalmasının diş hareketi ile birlikte şeffaf plaktan dişin uzaklaşması olarak açıklamışlardır (Rossini et al.,2020). Houle ve ark. (2017) ise şeffaf plak tedavilerinde plak başına 0,25 mm'lik hareket miktarının uygulanmasının daha doğru olduğunu ifade etmişlerdir. Başka bir çalışma ise her plaktaki aktivasyon

miktarının 0,15-0,25 mm aralığında olması gerektiği şeklindedir (Jiang et al. 2020). Genel bir değerlendirme olarak, 0,25 mm'lik aktivasyon miktarı, şeffaf plak materyallerinin elastisite modülü ve kalınlığı da düşünülerek maksimum diş hareketini gerçekleştirilebileceği aktivasyon miktarını yansıtmaktadır (Jiang et al. 2020). Bu çalışmada da tüm modellerde mandibular birinci premolar diş üzerindeki şeffaf plağın bukkal ve lingual bölgelerinde aktif yüzeylerinden, her bir yüzeyden 0.125'er mm yer değiştirmeyi temsil eden toplam 0.25 mm'lik aktivasyon kuvveti uygulanmıştır. Literatürde foto elastik analiz yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi, kırılğan vernikle kaplama yöntemi, gerinim ölçer analiz yöntemi ve sonlu elemanlar analiz yöntemleri gibi birçok kuvvet analiz yönteminin çalışmalarda kullanıldığı görülmüştür (Goto et al. 2017; Seo et al., 2021).

Gerinim ölçer analiz yönteminin diş hareketlerinin incelenmesi açısından doğru sonuçlar verebileceği belirtilmektedir. Fakat bu analiz için gerilim ölçerin doku içerisine yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu durum diş hareketlerinin incelenmesi için büyük bir dezavantaj oluşturur (McGuinness et al. 1992). Holografik interferometre analiz yöntemi ile canlı dokular üzerinde çalışma yapılması imkansızdır. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi için ise oluşturulan modeller maliyetlidir ve tekrar tekrar kullanılamaz, ayrıca canlı dokulardaki gerilimi belirleyemez dolayısıyla diş hareketlerinin belirlenmesi için kullanılamaz (Hellak, Schmidt, Schauseil, Stein Drechsler et al. 2018). Fotoelastik analiz yönteminde deney modelleri foto elastik malzeme ile oluşturulur, canlı dokuların karmaşık yapısını taklit edemez dolayısıyla oluşan sonuçlar gerçeğe yakın değildir ve canlı dokular da yetersiz kalmaktadır (Elkholy et al. 2019).

Sonlu elemanlar analizi, canlı dokuların gerçeğe en yakın şekilde matematiksel modellerini oluşturabilen ve bilgisayar ortamında bu modellerin analizini sağlayabilen güvenilir bir kuvvet analiz yöntemidir (Seo et al. 2021). Özetle biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere karşı üzerlerinde oluşan stresi analiz edebilen ve bunu pratik bir şekilde bilgisayar ortamında canlandırabilen bir analiz yöntemidir. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi sadece stresleri belirlemez ayrıca dentoalveolar yapılarıdaki translokasyonları ve deformasyonları da gösterir (Goto et al. 2017). Tüm bu nedenlerden yola çıkarak bu tez çalışmasında stres analizi yöntemi olarak sonlu elemanlar stres analizi tercih edilmiştir. Mandibular dişler, kemik, periodontal yapılar, ataşmanlar ve şeffaf plakların üç boyutlu olarak modellenmesi yapılarak senaryoların simülasyonu gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile Von Mises gerilmeleri, asal gerilmeler ve başlangıç yer değiştirme miktarları tespit edilebilmektedir. Gerilme değerlendirmesi yapılırken maddelerin özellikleri de göz önünde bulundurulur. Kırılgan materyaller (kemik, diş vb.) için asal (çekme, basma) gerilme sonuçları kullanılırken, çekilebilme özelliği olan materyaller (mini vida vb.) için Von Mises gerilmeleri kullanılır (Bilhan, Arat, Geckili, 2012). Von Mises, meydana gelen gerilmelerin dağılım ve yoğunluğunu ifade ederken, gerilmenin çeşidini ve hangi bölgede yoğun olduğunu gösterme açısından yetersizdir. Asal gerilme değerleri ise, gerilmenin hangi çeşidini ve yoğun olduğu alanı belirtirken; gerilmenin miktarını gösterme açısından yetersiz kalmaktadır (Renkema et al., 2009; Yang et al., 2015). Bu açıdan çalışmamızda sadece dişler ve PDL üzerindeki stresler değerlendirildiği için Von mises gerilmeleri dikkate alınmıştır. Ayrıca diş hareketleri için yer değiştirme miktarları mm cinsinden değerlendirilmiştir. Çalışmamızda incelediğimiz modeller için eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.3'te verilmiştir.

Tanne ve ark. (1989) toplam 2918 düğüm ve 1776 eleman kullandıkları çalışmalarında kranium ve maksillayı üç boyutlu olarak modellemişlerdir. Yu ve ark. (2007) yaptıkları çalışmalarında toplam 22236 eleman ve 71714 düğüm kullanarak kranium ve maksillanın modellemesini yapmışlardır. Gautam ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada 108799 eleman ve 193633 düğüm kullanarak kranium ve maksillayı üç boyutlu olarak modellemişlerdir (Gautam et al., 2009). Diş ve çevre dokular için ideal olan matematiksel modellerin elde edilmesi için kullanılan tetrahedral eleman özelliği araştırmamızda çalışılmıştır (Gautam et al. 2009). Sonlu elemanlar analizi ile ulaşılan sonuçların güvenilirlik düzeyi, kullanılan materyallerin özelliklerinin ve modelin geometrisinin doğru oluşturulmasına bağlı olarak değişebilmektedir (Al-Sukhun et al., 2007).

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile yapılan çalışmalarda ulaşılan sonuçların doğruluk oranı, analiz yapılırken kullanılan model ve model oluşturma işleminin hassasiyet derecesine bağlı olarak değişmektedir. Elde edilen sonucun güvenilirlik derecesini artırmak istiyorsak analizde kullanılan eleman ve düğüm sayısı o denli fazla olmalıdır. Fakat çok fazla artış olursa analiz süresi artmakla beraber kullanılan bilgisayar kapasitesi aşılar ve analiz imkânsız hale gelir. Ayrıca, belirli bir eleman sayısı aşıldıktan sonra, sonuçlarda klinik açıdan anlamlı olmayan minimum değişiklikler meydana gelebilmektedir (Ulusoy ve Darendeliler, 2008).

Sonlu elemanlar analizi çalışmamızdaki düğüm ve eleman sayıları değerlendirildiğinde literatürde daha önce yapılmış çalışmalara kıyasla modellerimizin yüksek hassas ölçümler yapabilecek ve gerçeğe en yakın şekilde sonuçlar oluşturabilecek şekilde olduğunu gözlemledik. Bu yöntemle her ne kadar biyolojik dokuların cevabı net olarak bulunmasa da çalışmamızın sonuçları bizlere klinik açıdan öngörülebilir fayda sağlamıştır.

Gerilim ve gerinimler stres miktarı ile orantılı olarak üzerine kuvvet uygulanan yapılarda meydana gelmektedir. Ancak farklı sınır koşulları faktörleri, farklı eleman ve düğüm sayıları, farklı gerilim değerlerini ortaya çıkarmaktadır. Bu nedenle sonlu eleman analizi kullanılarak yapılan çalışmalar sonucunda ortaya çıkan gerilimlerin değerlendirilmesi ile modellerin kendi aralarında karşılaştırılması daha etkili olacaktır. Dişler üzerindeki ortodontik kuvvetlerin uzun süreli uygulanmasında fazla yer değiştirmelerin uyarılmasıyla ilgili zorluklar sonlu eleman modelinin sınırlarındandır. Bunun sebebi bu tür etkilerin farklı zaman dilimlerinde meydana gelen biyolojik olaylara (rezorbsiyon-apozisyon) bağlı olmasıdır (Cattaneo et al., 2005).

Oluşturulan modellerin rotasyon hareketi sonucu bulguları değerlendirilirken, her bir ataşmanlı ve ataşmansız modelin transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları incelenmiştir. Görsel modellerle oluşturulan yer değiştirmelerin, üç boyutlu olarak nasıl olduğu anlaşılması hedeflenmiştir. Modeller kendi içerisinde değerlendirildikten sonra karşılaştırmalı olarak rotasyon hareketleri değerlendirilecektir. Böylece ataşmanların şekillerinin ve konumlarının rotasyon hareketi üzerindeki etkinliğinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda elipsoid ve semi elipsoid ataşmanlar incelenmiştir. Dasy ve ark. (2015) çalışmalarında şeffaf plakların elipsoid ve eğimli dikdörtgen ataşmanlar ile tutuculuğunu değerlendirmiştir. Sonuç olarak elipsoid ataşmanların tutuculuğa etkisi olmadığı eğimli ataşmanların tutuculuğu önemli ölçüde etkilediği bildirilmiştir.

Elipsoid ataşman tipi rotasyon düzeltilmesinde tek olarak, kök hareketi elde edilmesi için çift olarak kullanılmıştır. Kesici, kanin ve premolar dişlerde kullanılabilir. Tek olarak kullanılan elipsoid ataşman, rotasyon kontrolü sağlamaktadır. Çift olarak kullanıldığında ise kuvvet çifti oluşturur köklerin dikleşmesini sağlamaktadır. Ayrıca elipsoid ataşmanlar yardımıyla konvansiyonel braketler gibi gövdesel hareket gerçekleştirilebilmektedir (Miethke and Brauner, 2007).

Çalışmamızda Grup 2,6,10'da farklı konumlarda semi elipsoid ataşmanlar; Grup 5,9,13'te de yine farklı konumlarda elipsoid ataşmanlar modellenmiş ve değerlendirilmiştir. Bizim çalışmamızda da elipsoid ataşmanlı modelin her 3 yönde hareketinin daha fazla olması dişte diğer ataşmanlara göre daha etkin harekete sebep olabileceği düşünülerek dişin ilk halinden uzaklaşmasından dolayı retansiyona katkısı olmayabileceği söylenebilmektedir. Mezio-distal hareket gerektiğinden dikdörtgen ataşmanlar kullanılmaktadır. Bu ataşmanlar uzun boşlukların kapanmasını sağlarken daha paralel kuvvet uyguladığı ileri sürülmüştür (Miethke and Brauner, 2007). Ataşmanların merkezi, premolar dişin merkezinde konumlandırılmıştır. Böylelikle aynı merkezli ataşmanlı modeller oluşturulması amaçlanmıştır. Bulgular bölümünde belirtilen tabloların çok sayıda veriyi içermesi nedeniyle anlaşılır olması için diş hareketlerinin yer değiştirme değerleri ile ilgili maksimum değerler göz önüne alınmış ve değerlendirmeler buna göre yapılmıştır.

5.1. Şeffaf Plaklar Üzerinde Oluşan Maksimum Von Mises Değeri Stres

Dağılımlarının ve Plakların Hareketlerinin Değerlendirilmesi

Şeffaf plaklarda meydana gelen hareket değerleri şeffaf plakların retansiyonunu incelemek için değerlidir. Çalışmamızda şeffaf plaklarda oluşan en yüksek hareketler bukkale yerleştirilmiş ataşmanların olduğu modellerde gözlemlenmiştir (Grup 2,3,4,5) ve bu değerler kontrol grubu (Grup 1) ile yakın değerlerdir. En düşük plak hareketleri bukkal ve linguale kombine yerleştirilmiş ataşmanların bulunduğu Grup 10,11,12,13 de gözlemlenmiştir. Çalışmamızda şeffaf plaklarda oluşan hareketlilikte ataşman şekillerine göre belirgin bir sıralama gözlemlenmemiştir.

5.2. Modellerin Periodontal Ligamentteki Von Mises Stres Dağılımının

Değerlendirilmesi

Cortana ve ark. (2020) yaptığı çalışmada alt birinci premolar dişteki rotasyon hareketleri ataşmanlı ve ataşmansız olarak değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda ataşmanlı gruplarda ataşmansızlara göre diş hareketi belirgin şekilde gözlemlenmiştir. Fakat 1,2°'den fazla rotasyon kuvveti uygulandığında PDL'de hasar oluşabileceği kaydedilmiştir.

Çalışmada PDL üzerinde oluşan stresler incelendiğinde konum olarak en yüksek stres değerleri bukkal lingual kombine ataşman yerleştirildiği durumda olmak

üzere sırasıyla bukkal ve linguale yerleştirilmiş ataşmanların olduğu modellerde gözlemlenmiştir. Ataşman şekillerine göre bukkale ve linguale yerleştirilmiş ataşmanlar için en yüksek stres değerleri sırası ile yatay dikdörtgen, elipsoid, semi elipsoid ve dikey dikdörtgen şeklindedir. Bukkal ve liguale yerleştirilmiş ataşmanların olduğu modellerde bu sıralama yatay dikdörtgen, semi elipsoid, dikey dikdörtgen ve elipsoid şeklindedir. Ataşman yerleştirilmemiş kontrol grubunda oluşan stres değerleri tüm modellerden daha düşük gözlemlenmiştir.

Dolayısı ile en yüksek stres değeri Grup 12’de yatay dikdörtgen ataşmanın yerleştirildiği modelde gözlemlenmiştir (0,1971 MPa). En düşük stres değeri ise Grup 7’de dikey dikdörtgen ataşman yerleştirilen modelde gözlemlenmiştir (0,1197 MPa).

5.3. Dişlerin Yer Değiştirme Miktarlarının Değerlendirilmesi

Modellerin transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirmeleri incelenmiş ve renk haritaları ile hareketler gösterilmiştir. Total yer değiştirme için ataşman konumları incelendiğinde en yüksek yer değiştirme miktarları sırası ile bukkal-lingual, bukkal ve lingual gruplarda gözlemlenmiştir. Rotasyon hareketi için tüm ataşman yerleştirilmiş modeller kontrol grubundan daha fazla hareket sağlamıştır. En yüksek total hareket bukkal ve linguale yerleştirilmiş yatay dikdörtgen ataşmanın bulunduğu Grup 12’de gözlemlenmiştir (0,1267 mm). En düşük diş hareketi dikey dikdörtgen lingule yerleştirilmiş ataşmanın bulunduğu Grup 7’ de gözlemlenmiştir (0,07283 mm).

Savignano ve ark. (2017) Çalışmalarında transversal ve sagittal yöndeki diş hareketlerinde, elipsoid ataşman yerleştirilmiş dişlerin daha başarılı sonuçlar verdiğini gözlemlemişlerdir. Çalışmamızda elipsoid ataşmanlı model ile yatay dikdörtgen ataşmanlı modelin yer değiştirme miktarları karşılaştırıldığında, transversal ve sagittal yönde elipsoid ataşmanlı modelin yer değiştirme miktarının daha düşük olduğu ölçülmüştür. Bu farklılık çalışmamızda rotasyon hareketini incelememiz ile açıklanabilir.

Elkholy ve ark. (2019) çalışmalarında ataşmansız dişlere göre elipsoid ataşman yerleştirilmiş premolar dişlerde rotasyon hareketinin daha başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da birinci premolar dişin elipsoid ataşmanlı modelin ataşmansız modele göre daha fazla hareket ettiği tespit edilmiştir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Şeffaf plak tedavilerinde rotasyonlu mandibular birinci premolar dişlerde yer değiştirme hareketleri değerlendirildiğinde;

1. Ataşman kullanılan tedavilerde ataşmansız olanlara göre daha iyi yer değiştirme hareketi gözlemlenmiştir.

2. Ataşmanlar hem bukkale hem linguale yerleştirildiğinde, sadece bukkale ya da sadece linguale yerleştirilen ataşmanlı tedavilere göre daha iyi sonuç vermiştir.

3. Ataşman şekilleri değerlendirildiğinde yatay dikdörtgen ataşmanlar, dikey dikdörtgen, elipsoid ya da semi elipsoid ataşmanlara göre en iyi sonucu vermiştir.

Bu tez çalışması sonucunda; rotasyonlu mandibular birinci premolar dişlerde diş hareketi sağlamak için bukkal ve linguale kombine yerleştirilen yatay dikdörtgen ataşmanlar klinik kullanım için önerilebilir.

I. KAYNAKÇA

AH Ali, S. A., Miethke, H. R. (2012), Invisalign®, an innovative invisible orthodontic appliance to correct malocclusions: advantages and limitations. *Dental Update*, 39(4), 254-60.

Al-Sukhun, J., Kelleway, J., Helenius, M. (2007), Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *Journal of Biomedical Materials Research*, 80(1), 234-46.

AlSeraidi, M., Hansa, I., Dhaval, F., Ferguson, D. J., Vaid, N. R. (2021), The effect of vestibular, lingual, and aligner appliances on the quality of life of adult patients during the initial stages of orthodontic treatment. *Progress in Orthodontics*, 22, 1-6.

Aman, C., Azevedo, B., Bednar, E., Chandiramami, S., German, D., Nicholson, E., Nicholson, K., Scarfe, W. C. (2018), Apical root resorption during orthodontic treatment with clear aligners: A retrospective study using cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 153(6), 842-51.

Baldwin, D. K., King, G., Ramsay, D. S., Huang, G., Bollen, A. M. (2008), Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 3: premolar extraction patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(6), 837-45.

Barone, S., Paoli, A., Razonale, A., Savignano, R. (2016), Computer aided modelling to simulate the biomechanical behaviour of customised orthodontic removable appliances. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing*, 10, 387-400.

Beers, A., Duong, T. (2006), Mechanics of tooth movement with Invisalign. *The Invisalign System. New Malden, United Kingdom: Quintessenz*, 149-151.

Bilhan, H., Arat, S., Geckili, O. (2012), How precise is dental volumetric tomography in the prediction of bone density?. *International Journal of Dentistry*, 2012(1), 348908

Bowman, S. J. (2017), Improving the predictability of clear aligners. *Seminars in orthodontics*, 23(1), 65-75.

Burstone C. J., (1980), Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics*, 77(4), 396–409.

Buschang, P. H., Shaw, S. G., Ross, M., Crosby, D., Campbell, P. M. (2014), Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. *The Angle Orthodontist*, 84(3), 391-6.

Caputo A.A, Chaconnas, S.J, & Hayashi R.K. (1974), Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, 65(3), 250–9.

Cattaneo, P., Dalstra, M., Melsen, B. (2005), The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*, 84(5), 428-33.

Chang, M., Chen, C., Chang, C., Lin, J., Roberts, W. (2019), Introduction to Invisalign® smart technology: attachments design, and recall-checks. *Journal of Digital Orthodontics*, 54(1), 81-94.

Chisari, J. R., McGorray, S. P., Nair, M., Wheeler, T. T. (2014), Variables affecting orthodontic tooth movement with clear aligners. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(4), 82-91.

Cortona, A., Rossini, G., Parrini, S., Deregibus, A., Castroflorio, T. (2020), Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: a finite element study. *The Angle Orthodontist*, 90(2), 247-54.

Cowley, D. P. (2012), Effect of Gingival Margin Design on Retention of Thermoformed Orthodontic Aligners, Master Thesis, University of Nevada, Las Vegas (Supervisor: Brendan O'Toole).

Dasy, H., Dasy, A., Asatryan, G., Rózsa, N., Lee, H.F., Kwak, J. H. (2015), Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention. *The Angle Orthodontist*, 85(6), 934-40.

Djeu, G., Shelton, C., Maganzini, A. (2005), Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(3), 292-98.

Drake, C. T., McGorray, S. P., Dolce, C., Nair, M., Wheeler, T. T. (2012), Orthodontic tooth movement with clear aligners. *International Scholarly Research Notices*, 2012(1), 657973.

Elkholy, F., Mikhael, B., Repky, S., Schmidt, F., Lapatki, B. G. (2019), Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PET-G aligners during derotation of mandibular canines: An in vitro study. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopadie*, 80(6), 315.

Ercoli, F., Tepedino, M., Parziale, V., Luzi, C. (2014), A comparative study of two different clear aligner systems. *Progress in Orthodontics*, 15(1), 1-5.

Gautam, P., Valiathan, A., Adhikari, R. (2009), Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6), 723-28.

Geramy, A. (2002), Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *The European Journal of Orthodontics*, 24(1), 21-33.

Gomez, J. P., Peña, F. M., Martínez, V., Giraldo, D. C., Cardona, C. I. (2015), Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. *The Angle Orthodontist*, 85(3), 454-60.

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

Hajeer, M., Millett, D., Ayoub, A., Siebert, J. (2004), Current products and practices. *Journal of Orthodontics*, 31(1), 62-70.

Hay, G. E. (1939), The equilibrium of a thin compressible membrane with application to the periodontal membrane. *Canadian Journal of Research*, 17(7), 123-40.

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

Hennessy, J., Al-Awadhi, E. A. (2016), Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *Journal of Orthodontics*, 43(1), 68-76.

Houle, J. P., Piedade, L., Todescan Jr, R., Pinheiro, F. H. L. (2017), The predictability of transverse changes with Invisalign. *The Angle Orthodontist*, 87(1), 19-24.

Hughes, T. J., Cottrell, J. A., Bazilevs, Y. (2005), Isogeometric analysis: CAD, finite elements, NURBS, exact geometry and mesh refinement. *Computer Methods In Applied Mechanics and Engineering*, 194 (39-41), 4135-95.

Jacobson, A. (2003), The Essix appliance technology: applications, fabrication and rationale. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(6), 749.

Jiang, T., Wu, R. Y., Wang, J. K., Wang, H. H., Tang, G. H. (2020), Clear aligners for maxillary anterior en masse retraction: a 3D finite element study. *Scientific Reports*, 10(1), 10156.

Joffe, L. (2003), Invisalign®: early experiences. *Journal of Orthodontics*, 30(4), 348-52.

Johal, A., & Bondemark, L. (2021), Clear aligner orthodontic treatment: Angle Society of Europe consensus viewpoint. *Journal of Orthodontics*, 48(3), 300-4.

Kesling, H. D. (1945), The philosophy of the tooth positioning appliance. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 31(6), 297-304.

Kesling, H. D. (1946), Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 32(5), 285-93.

Kim, T. W., Echarri, P. (2007), Clear aligner: an efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. *World Journal of Orthodontics*, 8(1), 13.

Kim, T. W., Ozturk-Ortan, Y. (2009), Clear Aligner Appliances: Fabrication and Clinical Application. *Turkish Journal of Orthodontics*, 22(3), 256-66.

Kim, W. H., Hong, K., Lim, D., Lee, J. H., Jung, Y. J., Kim, B. (2020), Optimal position of attachment for removable thermoplastic aligner on the lower canine using finite element analysis. *Materials*, 13(15), 3369.

Kravitz, N. D., Kusnoto, B., BeGole, E., Obrez, A., Agran, B. (2009), How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(1), 27-35.

Kravitz, N. D., Kusnoto, B., Agran, B., Viana, G. (2008), Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with Invisalign: a prospective clinical study. *The Angle Orthodontist*, 78(4), 682-7.

Krieger, E., Seiferth, J., Saric, I., Jung, B. A., Wehrbein, H. (2011), Accuracy of invisalign® treatments in the anterior tooth region. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopadie*, 72(2), 141.

Kwon, J.S., Lee, Y.K., Lim, B. S., Lim, Y.K. (2008), Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(2), 228-34.

Lagravere, M. O., Flores-Mir, C. (2005), The treatment effects of Invisalign orthodontic aligners: a systematic review. *The Journal of the American Dental Association*, 136(12), 1724-9.

Liu, Y. (2017), Advantages and disadvantages of clear aligner treatment in orthodontics. *Chinese Journal of Stomatology*, 52(9), 538-42.

Lombardo, L., Arreghini, A., Ramina, F., Huanca Ghislanzoni, L. T., Siciliani, G. (2017), Predictability of orthodontic movement with orthodontic aligners: a retrospective study. *Progress in Orthodontics*, 18, 1-12.

Machado, R. M. (2020), Space closure using aligners. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 25, 85-100.

McGuinness, N., Wilson, A. N., Jones, M., Middleton, J., Robertson, N. R. (1992), Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament a finite element study. *The Angle Orthodontist*, 62(1), 15-22.

Miethke, R.R., Brauner, K. (2007), A Comparison of the periodontal health of patients during treatment with the Invisalign system and with fixed lingual appliances. *Journal of orofacial orthopedics= Fortschritte der Kieferorthopadie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie*, 68(3), 223-31.

Miller, K. B., McGorray, S. P., Womack, R., Quintero, J. C., Perelmuter, M., Gibson, J., Dolan, T. A., Wheeler, T. T. (2007), A comparison of treatment impacts between Invisalign aligner and fixed appliance therapy during the first week of treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(3), 302-9.

Moon, W., Wu, K. W., MacGinnis, M., Sung, J., Chu, H., Youssef, G., Machado, A. (2015), The efficacy of maxillary protraction protocols with the micro-implant-assisted rapid palatal expander (MARPE) and the novel N2 mini-implant a finite element study. *Progress in Orthodontics*, 16(1), 1-14.

Morse, P. M., Feshbach, H. (1954), Methods of theoretical physics. *American Journal of Physics*, 22(6), 410-13.

Nguyen, C., Chen, J., Tuncay, O. (2006), The invisalign system. *The Invisalign System. New Malden: Quintessence Publishing Company Ltd*, 12-32.

Oppenheim, A. (2007), Tissue changes, particularly of the bone, incident to tooth movement. *The European Journal of Orthodontics*, 29(1), 2-15.

Özsaygılı, M. (2019), Tek aşamalı ve üç aşamalı uygulanan farklı ortodontik şeffaf plak tekniklerinin hasta konforu, memnuniyeti, tedavi etkileri ve süresi açısından değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı, Kayseri. (Danışman: Prof. Dr. Ahmet Yağcı)

Phan, X., & Ling, P. H. (2007), Clinical limitations of Invisalign. *Journal of the Canadian Dental Association*, 73(3), 263-6.

Reddy, J. N. (2019), Introduction to the finite element method. McGraw-Hill Education.

Renkema, A. M., Hélène Sips, E. T., Bronkhorst, E., Kuijpers-Jagtman, A. M. (2009), A survey on orthodontic retention procedures in The Netherlands. *The European Journal of Orthodontics*, 31(4), 432-7.

Roberts, W. E., Vieceilli, R. F., Chang, C., Katona, T. R., Paydar, N. H. (2015), Biology of biomechanics: Finite element analysis of a statically determinate system to rotate the occlusal plane for correction of a skeletal Class III open-bite malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 148(6), 943-55.

Rossini, G., Parrini, S., Castroflorio, T., Deregibus, A. (2015), Debernardi CL Efficacia degli allineatori trasparenti nel controllo del movimento dei denti ortodontici: una revisione sistematica. *The Angle Orthodontists*, 85, 881-9.

Rossini, G., Schiaffino, M., Parrini, S., Sedran, A., Deregibus, A., Castroflorio, T. (2020), Upper second molar distalization with clear aligners: a finite element study. *Applied Sciences*, 10(21), 7739.

Savignano, R., Barone, S., Paoli, A., & Razionale, A. V. (2017). Computer aided engineering of auxiliary elements for enhanced orthodontic appliances. In *Advances on Mechanics, Design Engineering and Manufacturing: Proceedings of the International Joint Conference on Mechanics, Design Engineering & Advanced Manufacturing (JCM 2016), 14-16 September, 2016, Catania, Italy* (pp. 405-14). Springer International Publishing.

Savignano, R., Barone, S., Paoli, A., Razonale, A. V. (2014), FEM analysis of bone-ligaments-tooth models for biomechanical simulation of individual orthodontic devices. In *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference American Society of Mechanical Engineers*, 46285, V01AT02A081.

Seo, J. H., Eghan Acquah, E., Kim, M.S., Lee, J.H., Jeong, Y.H., Jung, T.G., Hong, M., Kim, W.H., Kim, B., Lee, S.J. (2021), Comparative analysis of stress in the periodontal ligament and center of rotation in the tooth after orthodontic treatment depending on clear aligner thickness finite element analysis study. *Materials*,14(2), 324.

Shah, S. (2020), Clear Aligners: An Update. *EAS Journal of Dentistry and Oral Medicine*, 2(6), 160-4.

Sheridan, J. (1993), Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *Journal of Clinical Orthodontics*, 27, 37-45.

Sheridan, J. J. (1994), Essix appliances: minor tooth movement with divots and windows. *Journal of Clinical Orthodontics*, 28, 659-63.

Sheridan, J. J., McMinn, R., & LeDoux, W. (1995), Essix thermosealed appliances: various orthodontic uses. *Journal of Clinical Orthodontics*, 29(2), 108-13.

Simon, M., Keilig, L., Schwarze, J., Jung, B. A., Bourauel, C. (2014), Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(6), 728-36.

Şibal, M. Ç. (2017), Maksiller Protraksiyon Amacıyla Kullanılan İki Farklı Sistemin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara (Danışman: Yrd. Doç. Dr. Cenk Ahmet Akcan)

Tanne, K., Hiraga, J., Kakiuchi, K., Yamagata, Y., Sakuda, M. (1989), Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(3), 200-7.

Tanne, K., Hiraga, J., Sakuda, M. (1989), Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *The European Journal of Orthodontics*, 11(4), 382-91.

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

Tepedino, M., Paoloni, V., Cozza, P., Chimenti, C. (2018), Movement of anterior teeth using clear aligners: a three-dimensional, retrospective evaluation. *Progress in Orthodontics*, 19, 1-8.

Tuncay, O. (2006), Nguyen, C., Chen, J., The invisalign system. *The Invisalign System. New Malden: Quintessence Publishing Company Ltd*, 12-32.

Ulusoy, Ç., Darendeliler, N. (2008), Çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmenin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(2), 25-32.

Uysal, C. (2016), Üst çene posterior dişlerin zigoma ankrajı ile blok intrüzyonunda farklı kortikotomi uygulamalarının sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara.(Danışman: Doç. Dr. Cumhuri Tuncer)

Vlaskalic, V., Boyd, R. (2001), Orthodontic treatment of a mildly crowded malocclusion using the Invisalign System. *Australian Orthodontic Journal*, 17(1), 41-6.

Vlaskalic, V., Boyd, R. L. (2002), Clinical evolution of the Invisalign appliance. *Journal of the California Dental Association*, 30(10), 769-75.

Yang, C., Wang, C., Deng, F., Fan, Y. (2015), Biomechanical effects of corticotomy approaches on dentoalveolar structures during canine retraction: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 148(3), 457-65.

Yu, H. S., Baik, H. S., Sung, S. J., Kim, K. D., Cho, Y. S. (2007), Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *The European Journal of Orthodontics*, 29(2), 118-25.

II. EKLER

EK 1. Etik Kurul Onayı



III. İNTİHAL RAPORU

ŞEFFAF PLAK TEDAVİLERİNDE KULLANILAN FARKLI ATAŞMAN
TİPLERİ VE KONUMLARININ MANDİBULAR BİRİNCİ
PREMOLAR DİŞLERİN ROTASYON HAREKETİNE ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 16	% 15	% 2	% 6
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	dspace.biruni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 6
2	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 3
3	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	% 1
4	Submitted to Baskent University Öğrenci Ödevi	% 1
5	openaccess.bezmialem.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	openaccess.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
7	Submitted to Ege Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% 1
8	acikerisim.baskent.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1

9	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	<% 1
10	www.seruvenyayinevi.com İnternet Kaynağı	<% 1
11	acikerisim.dicle.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
12	Tena Eichenberg. "Alignertechniken", Georg Thieme Verlag KG, 2024 Yayın	<% 1
13	openaccess.altinbas.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
14	sites.google.com İnternet Kaynağı	<% 1
15	Submitted to Ordu Ğniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
16	Submitted to Istanbul Aydın University Öğrenci Ödevi	<% 1
17	Submitted to Istanbul Medeniyet Ğniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
18	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
19	Tekmen, Pınar. "Allojenik Kemik Grefti İle Maksiller Sinüs Augmentasyonu Uygulanan Atrofik Posterior Maksillada İmplant	<% 1