



**T.C. İSTANBUL SAĞLIK VE TEKNOLOJİ
ÜNİVERSİTESİ**

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**ŞEFFAF PLAKLARLA YAPILAN TEDAVİLERDE
FARKLI KÖK KONTROL TEKNİKLERİNİN MOLAR
MEZİALİZASYONUNDAKİ ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ – SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ ÇALIŞMASI**

Dt. Ahmet Çavuşoğlu

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Buket Erdem

Ortodonti Anabilim Dalı

Ortodonti Yüksek Lisans Programı

İSTANBUL, 2025

BEYAN

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bulguların sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilmeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; çalışmamın İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesinde kullanılan “bilimsel intihal tespit programı” ile tarandığını ve öngörülen standartları karşıladığımı beyan ederim.

Herhangi bir zaman, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğunu bildiririm.

Dt. Ahmet Çavuşoğlu

ONAY SAYFASI



TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanma sürecinde engin bilgi birikimi, yol göstericiliği ve sabrı ile bana her daim rehberlik eden, kıymetli danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Buket Erdem'e en derin Őükranlarımı sunarım. Onun değerli katkıları ve destekleri olmaksızın bu çalışmanın tamamlanması mümkün olamazdı.

Çalışmam süresince destek ve teşviklerini her zaman hissettiren değerli Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Çağla Őar'a içten teşekkürlerimi arz ederim. Ayrıca bilgi ve tecrübeleriyle tezime değer katan Prof. Fulya Özdemir, Dr. Nazan Sürmeli, Dr. Ferdi Allaf ve Dr. Mustafa Özcan'a katkılarından dolayı minnettarlığımı ifade etmek isterim.

Hayatım boyunca her daim yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili aileme, bana göstermiş oldukları sabır, anlayış ve verdikleri güç için gönülden teşekkür ederim. Her daim yanımda olarak sabrı ve desteğiyle bana ilham kaynağı olan biricik eşim Gülcan'a ve varlığıyla hayatımıza tarifsiz bir mutluluk ve neşe katan sevgili kızım Umay'a sonsuz Őükranlarımı sunarım. İyi ki varsınız.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	2
ONAY SAYFASI.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
TEŞEKKÜR.....	4
ÖZET.....	9
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	11
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	13
1. GİRİŞ.....	20
2. GENEL BİLGİLER	21
2.1. Şeffaf Plakların Tarihçesi	22
2.1.1. Flex-0-Tite Apareyi.....	22
2.1.2. Tooth Positioning Apareyi.....	22
2.1.3. Dental Contour Apareyi	23
2.1.4. Görünmez Termoplastik / Vakumla Şekillendirilmiş Pekiştiriciler (VFR) 23	
2.1.5. McNamara'nın Şeffaf Apareyi.....	24
2.1.6. Essix Apareyi	24
2.1.7. Bilgisayar Destekli Sistemler.....	24
2.2. Şeffaf Plak Tedavilerinde Kullanılan Ek Unsurlar.....	30
2.2.1. Ataşmanlar	30
2.2.2. Power Ridge	31
2.2.3. Precision Ramps.....	31

2.2.4.	Elastikler	31
2.2.5.	Butonlar.....	32
2.2.6.	Hassas Kesiler (Precision Cuts)	32
2.3.	Şeffaf Plakların Biyomekaniği ve Sabit Mekaniklerle Farklı Yanları....	33
2.3.1.	Kuvvet.....	33
2.3.2.	Bağlanma.....	33
2.3.3.	Ankraj.....	34
2.5.	Şeffaf Plak Tedavilerinde Mezializasyon.....	35
2.6.	Diş Hekimliğinde Kullanılan Kuvvet Analizi Yöntemleri	36
2.6.1.	Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi.....	36
2.6.2.	Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi	37
2.6.3.	Kırılgan Vernik Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi	37
2.6.4.	Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Stres Analizi	38
2.6.5.	Termografik Stres Analiz Yöntemi.....	38
2.6.6.	Radyotelemetri ile Stres Analiz Yöntemi.....	38
2.6.7.	Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi.....	39
2.6.7.1.	Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Özellikleri:.....	40
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	44
3.1.	Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Mukozanın Modellenmesi	45
3.2.	Şeffaf Plak, Ataşman, Power Arm ve Butonun Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	47

3.2.1.	Çalışma Modelleri:.....	49
3.2.2.	Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	53
3.2.3.	Malzeme Tanımları	55
3.2.4.	Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	56
3.2.5.	Kantitatif Model Bilgileri.....	58
3.2.6.	Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	58
4.	BULGULAR.....	59
4.1.	Birinci Modele Ait Bulgular.....	59
4.1.1.	1. Plak Sonu Bulguları	59
4.1.2.	5. Plak Sonu Bulguları	62
4.1.3.	10. Plak Sonu Bulguları	65
4.2.	İkinci Modele Ait Bulgular	68
4.2.1.	1. Plak Sonu Bulguları	68
4.2.2.	5. Plak Sonu Bulguları	71
4.2.3.	10. Plak Sonu Bulguları	74
4.3.	Üçüncü Modele Ait Bulgular	77
4.3.1.	1. Plak Sonu Bulguları	77
4.3.2.	5. Plak Sonu Bulguları	80
4.3.3.	10. Plak Sonu Bulguları	84
4.4.	Dördüncü Modele Ait Bulgular.....	86

4.4.1.	1. Plak Sonu Bulguları	86
4.4.2.	5. Plak Sonu Bulguları	89
4.4.3.	10. Plak Sonu Bulguları	92
4.5.	Beşinci Modele Ait Bulgular.....	95
4.5.1.	1. Plak Sonu Bulguları	95
4.5.2.	5. Plak Sonu Bulguları	98
4.5.3.	10. Plak Sonu Bulguları	101
4.6.	Altıncı Modele Ait Bulgular.....	105
4.6.1.	1. Plak Sonu Bulguları	105
4.6.2.	5. Plak Sonu Bulguları	108
4.6.3.	10. Plak Sonu Bulguları	111
5.	TARTIŞMA	118
5.1.	Çalışmanın Amacının Tartışması	118
5.2.	Gereç ve Yöntemin Tartışması.....	119
5.3.	Bulguların Tartışması	122
SONUÇLAR		130
KAYNAKÇA		131

ÖZET

Bu araştırmanın temel amacı, şeffaf plak tedavisinde farklı power arm uzunluklarının (6, 8 ve 10 mm) ve farklı ataşman yerleşimlerinin, birinci molar dişin mezial yönlü hareketi sırasında meydana gelen diş yer değiştirmesi, von Mises gerilme dağılımları, periodontal ligament (PDL) üzerindeki gerilme düzeyleri ve şeffaf plak deformasyonları üzerindeki olası etkilerini analiz etmektir.

Bu amaçla, toplamda altı adet farklı sonlu eleman modeli geliştirilmiştir. Hazırlanan modellerde şeffaf plak kalınlığı 0,75 mm, PDL kalınlığı ise 0,25 mm olarak tanımlanmıştır. Modeller üzerinde uygulanan kuvvetler; 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonu ile 200 gram büyüklüğünde elastik kuvvetten oluşmaktadır. Tüm sayısal analizler, Altair OptiStruct yazılımı kullanılarak doğrusal olmayan statik çözümleme yöntemi ile yürütülmüştür. Elde edilen von Mises gerilme değerleri megapascal (MPa), yer değiştirme değerleri ise milimetre (mm) biriminde değerlendirilmiştir. Altı farklı senaryoda, power arm yükseklikleri 6, 8, 10 mm olacak şekilde planlanmış ve ataşman pozisyonları bukkalde veya palatinalde olacak şekilde tasarlanmıştır. Ataşmanın palatinalde olduğu senaryolarda bukkalde power arm için buton kesileri açılmıştır. Ataşmanın bukkalde olduğu senaryolarda power arm ataşmanla birlikte uygulanmıştır.

Elde edilen sonuçlarda power arm ve palatinalde ataşman modellerinde kısa power arm yüksekliklerinde (6, 8 mm) devrilme miktarı artmış, uzun power arm yüksekliğinde ise daha fazla gövdesel hareket tespit edilmiştir. Ataşman ile power arm kullanıldığı senaryolarda ise hareket miktarının daha az olduğu ancak daha kontrollü hareket sağlandığı saptanmıştır. Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalar, ağız ortamını ve klinik sonuçları tam olarak yansıtmadığından, bu sonuçların klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Anahtar kelimeler: şeffaf plaklar, power arm, mezializasyon

ABSTRACT

The primary objective of this study is to analyze the potential effects of varying power arm lengths (6, 8, and 10 mm), button placement, and attachment positioning on tooth displacement, von Mises stress distributions, periodontal ligament (PDL) stress levels, and aligner deformation during the mesial movement of the first molar in clear aligner therapy.

For this purpose, six distinct finite element models were developed. In the constructed models, the aligner thickness was defined as 0.75 mm and the PDL thickness as 0.25 mm. The applied forces consisted of a 0,2 mm aligner activation combined with an elastic force of 200 grams. All numerical analyses were performed using Altair OptiStruct software through a nonlinear static solution method. The obtained von Mises stress values were evaluated in megapascals (MPa), while the displacement values were measured in millimeters (mm). Across the six scenarios, the power arm lengths were designed as 6, 8, and 10 mm, with attachments positioned either buccally or palatally. In scenarios where the attachment was placed palatally, button slots were created on the buccal side for the power arm. Conversely, when the attachment was positioned buccally, the power arm was applied in combination with the attachment.

The results demonstrated that in palatal attachment models, shorter power arms (6 and 8 mm) increased tipping movements, whereas longer power arm (10 mm) facilitated more bodily movement. In scenarios where power arms were used together with attachments, the extent of movement was reduced, but the achieved tooth movement was more controlled. Since finite element analyses cannot fully replicate intraoral conditions or clinical outcomes, the findings of this study should be further validated through clinical research.

Keywords: clear aligners, power arm, mesialization

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

%: Yüzde

°: Derece

μ : Sürtünme katsayısı

.stl: Stereolitografi

3D: 3 Boyutlu

CAD: Computer Aided Design

CAM: Computer Aided Manufacturing

DBKU: Distobukkal kök ucu

DBTT: Distobukkal tüberkül tepesi

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

DPTT: Distopalatinal tüberkül tepesi

ECC: Error Correction Code

EX30: Exceed 30

G(I): Kesme modülü

GB: Gigabayt

GHz: Gigahertz

IPR: İnterproksimal Redüksiyon

K(I): Sıkıştırma modülü

LD 30: SmartTrack™ adı verilen çok katmanlı aromatik termoplastik

poliüretan/ko-polyester malzeme

m²: Metrekare

MBKU: Meziobukkal kök ucu

MBTT: Meziobukkal tüberkül tepesi

mm: Milimetre

MPa: Megapascal

MPTT: Meziopalatinal tüberkül tepesi

N: Newton

PDL: Periodontal ligament

PKU: Palatinal kök ucu

PVS: Polivinil siloksan

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

SEM: Scanning Electron Microscope

SI: The System of Units, (Systeme International D'unites)

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 1: .stl Model Elde Edilmesi İçin Kullanılan Tomografi Verileri.....	45
Şekil 2: Kortikal Kemik	46
Şekil 3: Trabeküler Kemik	46
Şekil 4: Dişler ve PDL	47
Şekil 5: Şeffaf Plak 1 (bukkal cut-out ve palatinal konvansiyonel dikey ataşman ile)	48
Şekil 6: Şeffaf Plak 2 (bukkal konvansiyonel dikey ataşman ile).....	48
Şekil 7: Ataşman (3 mm yükseklik, 2 mm genişlik, 1 mm kalınlık).....	48
Şekil 8: Power Arm	49
Şekil 9: Model 1 (6 mm power arm + bukkalde buton + palatinalde ataşman).....	51
Şekil 10: Model 2 (8 mm power arm + bukkalde buton + palatinalde ataşman)...	51
Şekil 11: Model 3 (10 mm power arm + bukkalde buton + palatinalde ataşman) .	52
Şekil 12: Model 4 (6 mm power arm + bukkalde ataşman).....	52
Şekil 13: Model 5 (8 mm power arm + bukkalde ataşman).....	53
Şekil 14: Model 6 (10 mm power arm + bukkalde ataşman).....	53
Şekil 15: Power arm ile modelleme (Bukkalden)	55
Şekil 16: Power arm ile modelleme (Palatinalden).....	55
Şekil 17: Lastik Kuvveti	57
Şekil 18: Şeffaf Plak Aktivasyonu	57
Şekil 19: Sabitleme Koşulu.....	58
Şekil 20: X ekseni	60
Şekil 21: Y ekseni.....	60
Şekil 22: Z ekseni.....	61

Şekil 23: Toplam Deplasman	61
Şekil 24: Von Mises Stres Analizi	62
Şekil 25: Plaktaki Deplasman	62
Şekil 26: X ekseni	63
Şekil 27: Y ekseni.....	63
Şekil 28: Z ekseni.....	64
Şekil 29: Toplam Deplasman	64
Şekil 30: Von Mises Stres Analizi	65
Şekil 31: Plaktaki Deplasman	65
Şekil 32: X ekseni	66
Şekil 33: Y ekseni.....	66
Şekil 34: Z ekseni.....	67
Şekil 35: Toplam Deplasman	67
Şekil 36: Von Mises Gerilim Analizi.....	68
Şekil 37: X ekseni	69
Şekil 38: Y ekseni.....	69
Şekil 39: Z ekseni.....	70
Şekil 40: Toplam Deplasman	70
Şekil 41: Von Mises Stres Analizi	71
Şekil 42: Plaktaki Deplasman	71
Şekil 43: X ekseni	72
Şekil 44: Y ekseni.....	72
Şekil 45: Z ekseni.....	73
Şekil 46: Toplam Deplasman	73
Şekil 47: Von Mises Stres Analizi	74

Şekil 48: Plaktaki Deplasman	74
Şekil 49: X ekseni	75
Şekil 50: Y ekseni.....	75
Şekil 51: Z ekseni.....	76
Şekil 52: Toplam Deplasman	76
Şekil 53: Von Mises Stres Analizi	77
Şekil 54: Plaktaki Deplasman	77
Şekil 55: X ekseni	78
Şekil 56: Y ekseni.....	78
Şekil 57: Z ekseni.....	79
Şekil 58: Toplam Deplasman	79
Şekil 59: Von Mises Stres Analizi	80
Şekil 60: Plaktaki Deplasman	80
Şekil 61: X ekseni	81
Şekil 62: Y ekseni.....	81
Şekil 63: Z ekseni.....	82
Şekil 64: Toplam Deplasman	82
Şekil 65: Von Mises Stres Analizi	83
Şekil 66: Plaktaki Deplasman	83
Şekil 67: X ekseni	84
Şekil 68: Y ekseni.....	84
Şekil 69: Z ekseni.....	85
Şekil 70: Toplam Deplasman	85
Şekil 71: Von Mises Stres Analizi	86
Şekil 72: Plaktaki Deplasman	86

Şekil 73: X ekseni	87
Şekil 74: Y ekseni.....	87
Şekil 75: Z ekseni.....	88
Şekil 76: Toplam Deplasman	88
Şekil 77: Von Mises Stres Analizi	89
Şekil 78: Plaktaki Deplasman	89
Şekil 79: X ekseni	90
Şekil 80: Y ekseni.....	90
Şekil 81: Z ekseni.....	91
Şekil 82: Toplam Deplasman	91
Şekil 83: Von Mises Stres Analizi	92
Şekil 84: Plaktaki Deplasman	92
Şekil 85: X ekseni	93
Şekil 86: Y ekseni.....	93
Şekil 87: Z ekseni.....	94
Şekil 88: Toplam Deplasman	94
Şekil 89: Von Mises Stres Analizi	95
Şekil 90: Plaktaki Deplasman	95
Şekil 91: X ekseni	96
Şekil 92: Y ekseni.....	96
Şekil 93: Z ekseni.....	97
Şekil 94: Toplam Deplasman	97
Şekil 95: Von Mises Stres Analizi	98
Şekil 96: Plaktaki Deplasman	98
Şekil 97: X ekseni	99

Şekil 98: Y eksenini.....	99
Şekil 99: Z eksenini.....	100
Şekil 100: Toplam Deplasman	100
Şekil 101: Von Mises Stres Analizi	101
Şekil 102: Plaktaki Deplasman	101
Şekil 103: X eksenini	102
Şekil 104: Y eksenini.....	102
Şekil 105: Z eksenini.....	103
Şekil 106: Toplam Deplasman	103
Şekil 107: Von Mises Stres Analizi	104
Şekil 108: Plaktaki Deplasman	104
Şekil 109: X eksenini	105
Şekil 110: Y eksenini.....	106
Şekil 111: Z eksenini	106
Şekil 112: Toplam Deplasman	107
Şekil 113: Von Mises Stres Analizi	107
Şekil 114: Plaktaki Deplasman	108
Şekil 115: X eksenini	108
Şekil 116: Y eksenini.....	109
Şekil 117: Z eksenini.....	109
Şekil 118: Toplam Deplasman	110
Şekil 119: Von Mises Stres Analizi	110
Şekil 120: Plaktaki Deplasman	111
Şekil 121: X eksenini	111
Şekil 122: Y eksenini.....	112

Şekil 123: Z eksenini.....	112
Şekil 124: Toplam Deplasman	113
Şekil 125: Von Mises Stres Analizi	113
Şekil 126: Plaktaki Deplasman	114



TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Çalışma Modelleri.....	50
Tablo 2: Malzeme Özellikleri.....	54
Tablo 3: Düğüm Sayısı ve Eleman Sayısı	58
Tablo 4: Bukkal – Palatinal Yöndeki Hareket Miktarları (X eksenı).....	115
Tablo 5: Mezial – Distal Yöndeki Hareket Miktarları (Y eksenı).....	115
Tablo 6: Dişteki Deplasman Miktarları.....	116
Tablo 7: Ekstrüzyon – İntrüzyon Yönündeki Hareket Miktarları (Z Eksenı)	116
Tablo 8: PDL’ deki Von Mises Stres Değerleri	117
Tablo 9: Plaktaki Deplasman Değerleri	117

1. GİRİŞ

1944 yılında Tooth Positioner'ın (TP Orthodontics, ABD) tanıtılmasıyla birlikte, şeffaf plaklara benzer çıkarılabilir apareyler hafif ve orta şiddetteki ortodontik diş hareketlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Şeffaf plak tedavisi uzun yıllardır ortodontik uygulamaların bir parçası olmakla birlikte, özellikle 1998 yılında Invisalign apareylerinin (Align Technology, ABD) geliştirilmesiyle birlikte ortodontik tedavi yöntemleri arasında daha yaygın ve kabul gören bir uygulama haline gelmiştir (1). Bilgisayar bilimi ve teknolojisindeki gelişmeler sayesinde, şeffaf plak tedavisi estetik görünümü, konforu ve ağız hijyenine sağladığı katkılar nedeniyle giderek daha fazla tercih edilmektedir (2).

Bu gelişmeler, ortodontik tedavi sürecinde köklü bir dönüşüm yaratmıştır. Başlangıçta, şeffaf plakların kullanımı yalnızca küçük dişsel düzensizlikler ve hafif maloklüzyonlarla sınırlıydı ve kısmi diş hareketlerini sağlamakta etkili olmaları nedeniyle tedavilerin hızlı tamamlanmasına olanak tanımaktaydılar. Buna karşın, braketler; kök paralelliği ve tork kontrolü gibi daha karmaşık diş hareketlerini kapsayan geniş bir uygulama alanında üstünlüklerini korumakta ve daha düşük nüks oranları sunmaktaydılar (3). Ancak, şeffaf plak tedavisinin etkinliği ortodontistler tarafından hâlen önemli bir kaygı unsuru olarak değerlendirilmektedir (4).

Hareketli bir aparey olarak şeffaf plaklar, devrilme gibi basit diş hareketlerini gerçekleştirirde en etkili araçlardır. Ancak çekimli vakalarda boşluk kapatmak amacıyla kök eğimlerini düzeltme, diş rotasyonlarının kontrolü ve ekstrüzyon gibi daha karmaşık hareketlerdeki etkinlikleri ise sınırlı bir başarı göstermiştir (5).

Şeffaf plaklarla posterior dişlerde planlanan mezializasyon hareketinin genelde devrilmeye yol açtığı ve paralel hareket elde edilemediği bilinmektedir. Şeffaf plaklarla ilgili yayınlarda, bu sorunu aşmak için power arm'lı mekanikler kullanılarak dişlerin direnç merkezinin üzerinden kuvvet uygulanması önerilmektedir (6). Ancak kök kontrolü amacıyla power arm kullanımını hakkında literatürde yeterli çalışma bulunamamıştır. Bu sebeple bu çalışmada sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak, önerilen bu yöntemin etkilerinin çeşitli klinik senaryolarda incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Ortodontik amaçlarla en sık çekilen diş grubunu premolarlar oluşturmaktadır (7). Geleneksel yaklaşımlarda, bu tür çekimli vakalar daha kompleks kabul edildiğinden, şeffaf plak tedavisi uygun bir tedavi yöntemi olarak değerlendirilmemektedir. Ancak, son yıllarda geliştirilen çeşitli ataşmanlar ve teknik modifikasyonlar sayesinde, şeffaf plakların bu tür vakalarda da etkili bir şekilde kullanılabileceği öne sürülmektedir (8). Ancak, bu tür çekimli vakalarda; posterior diş kuronlarının distale, kanin kuronlarının ise meziale devrilmesi gibi istenmeyen hareketlerin önüne geçebilmek için dikkatli ve ayrıntılı bir tedavi planlamasının gerekli olduğu sonucuna varılmıştır (9). Ayrıca, anterior dişlerin tork kontrolü üzerinde daha fazla denetim sağlanması gerekmektedir (10).

Jaber ve ark. (8) tarafından yakın zamanda gerçekleştirilen sistematik bir derlemede, üçü randomize kontrollü çalışma, ikisi retrospektif kohort çalışma ve biri klinik kontrollü çalışma olmak üzere toplam altı çalışma incelenmiş; bu çalışmalar toplamda 283 hastayı kapsamıştır. Bu derlemenin amacı, özellikle premolar çekimi gerektiren kompleks ortodontik vakalarda, şeffaf plakların sabit ortodontik apareylerle karşılaştırıldığında etkinliğini değerlendirmektir. Bulgular, American Board of Orthodontists Objective Grading System (ABO-OGS) ve Peer Assessment Rating Index kriterlerine göre değerlendirildiğinde, bazı parametreler açısından şeffaf plaklar ile sabit apareyler arasında anlamlı bir fark bulunmadığını ortaya koymuştur (8).

Şeffaf plakların etkinliği, dijital dental modellerin karşılaştırılmasıyla yapılan diş hareketi ölçümleri aracılığıyla değerlendirildiğinde iki temel unsur incelenmiştir: ankraj kontrolü ve dişlerin retraksiyonu. Bu değerlendirme, birinci molar, santral kesici ve kanin dişlerin öngörülen ve elde edilen hareketlerinin karşılaştırılması yoluyla yapılmıştır. Birinci molar ankraj kontrolü, mezial devrilme ve mezial yer değiştirme ile temsil edilmekte olup, öngörüldüğü düzeyde başarıyla sağlanamamıştır. Maksiller ankraj kaybı miktarı, çekim boşluğunun yaklaşık üçte biri kadardır. Buna karşılık, mandibular birinci molar, maksiller birinci molardan daha iyi bir ankraj kontrolü sergilemiş, gerçekleşen hareket miktarı daha düşük olmuş ve öngörülen ile elde edilen hareketler arasındaki fark daha az olmuştur

(9,11). Bu bulgu, sabit ortodontik tedavilerdeki gözlemlerle de uyumludur; çünkü maksiller molarlar, mandibular molarlara kıyasla mezial yönde daha kolay hareket ederler ve maksiller ön segmentteki dişler, mandibular ön segmenttekilere göre daha büyüktür.

Diş hareketleri yönünden dört premolar çekimli vakalar incelendiğinde, tedavi sonuçları yönünden fark bulunamamıştır (10). Ancak farklı araştırmacılar, şeffaf plakların sadece belirli hareketleri başarılı bir şekilde gerçekleştirdiklerini, intrüzyon, mezializasyon, rotasyon gibi hareketler için ek mekanikler kullanmak gerektiğini belirtmişlerdir (13,14).

2.1.Şeffaf Plakların Tarihçesi

Günümüzde oldukça popüler olan şeffaf plakların tarihsel gelişimi incelendiğinde aslında ilk örneklerinin 1920'lerde tanıtıldığı ve daha sonra 1940'larda yine farklı araştırmacılar tarafından geliştirildiği görülmüştür. İlk başlarda sadece ufak diş hareketleri için tasarlanan bu apareyler, şu anda gelişmiş ve zorlu ortodontik hareketleri yapabilmektedir (15–18).

2.1.1. Flex-0-Tite Apareyi

21 Temmuz 1923'te Remensnyder, Flex-0-Tite adı verilen kauçuk bir diş eti masajı yapan apareyi tanıttı ve bu aygıt 13 Kasım 1928'de patentlendi. Remensnyder, bu ilk patentli cihazıyla dişlerin küçük düzeyde hareket ettirilebildiğini bildirmiştir. Daha sonraki bir patentinde ise, Remensnyder bu cihazı "ortodontik aparey" olarak tanımlamış ve bu terimi, tek parçalı kauçuk bir aygıt için kullanmıştır. Bu ifade, çıkarılabilir kauçuk esaslı ortodontik aygıtlar için kullanılan en erken terimlerden biri olarak kabul edilir (15–17).

2.1.2. Tooth Positioning Apareyi

1946 yılına geldiğimizde ise Kesling, 'Tooth Positioning Appliance' tanıtmış ve bu apareyin tanıtılmasından sonra kauçuk pozisyonlandırma retainerları popülerleşmiştir (17). Araştırmacı bu apareyi tanıtırken ufak diş hareketlerini yapabildiğini, hatta bir seri halinde üretilirse zorlu hareketlerin de tedavi edilebileceğini iddia etmiştir (19). Apareyin yapımı sırasında alçı modeller

hazırlanıp, istenilen tedavi sonucuna göre hazırlık yapıldıktan sonra kauçuk materyal ile tamamlanmaktadır (19).

2.1.3. Dental Contour Apareyi

1959 yılında Nahoum, Kesling'in diş hareketlerini sağlamak için ardışık pekiştiriciler kullanma fikri üzerine çalışmalar yaparak, ilk belgelenmiş şeffaf termoplastik apareyi tanıtmıştır. Bu aparey, vakum yöntemiyle üretilmiş olup hastanın modeline tam uyum sağlayan bir yapıya sahipti.

Nahoum'un geliştirdiği bu aparey, yalnızca ortodontik tedavi amacıyla değil; aynı zamanda pekiştirici, splint, cerrahi pansuman sabitleyici ve ilaç taşıyıcı gibi çeşitli amaçlarla da kullanılabilirdi. Ayrıca, arklar arası elastikler için akrilik butonlar gibi yardımcı elemanlar da kullanmıştır. Bu uygulama, günümüzde şeffaf plak tedavisinde yaygın olarak kullanılan ataşmanlar ve yardımcı parçalar ile büyük benzerlik göstermektedir. Bu da modern şeffaf plak tedavisinde kullanılan mekanik prensiplerin kökeninin Nahoum'un tedavi yaklaşımına dayanabileceğini göstermektedir (20,21).

2.1.4. Görünmez Termoplastik / Vakumla Şekillendirilmiş Pekiştiriciler (VFR)

1971 yılında Ponitz (17), mevcut geleneksel çıkarılabilir apareylere alternatif olarak "Termoplastik Stabilizasyon Splinti"ni tanıtmıştır. Bu yöntemde, 0.040 inç kalınlığında polietilen tereftalat glikol kopolimerin yapısında bir termoplastik levha, üretici firmanın yönergelerine uygun şekilde ısıtılarak vakum cihazı içerisinde hastanın modeline bastırılmakta ve ardından at nalı şeklinde kesilerek şekillendirilmektedir.

Kullanılan termoplastik materyalin kalınlığı hem hasta konforu hem de uzun ömürlü kullanım açısından dikkatle seçilmelidir. Bu apareylerin başlıca avantajlarından biri, ısı tabancaları yardımıyla kolayca tamir edilebilmeleri olup, bu durum klinikte geçirilen sürenin azalmasına ve üretim sürecinin daha az ayarlamayla tamamlanmasına olanak sağlamıştır. Dişsiz boşlukların bulunduğu olgularda, protez parçalarının aynı termoform yöntemleri kullanılarak apareye kolaylıkla entegre edilebildiği bildirilmiştir. Zamanla bu apareyler, bruksizm

tedavisinde oklüzal splint olarak ve periodontal tedavilerde destekleyici aygıt olarak da kullanılmaya başlanmıştır (17,20,22).

2.1.5. McNamara'nın Şeffaf Apareyi

1985 yılında McNamara (22), Ponitz tarafından daha önce geliştirilen vakumla şekillendirme tekniğini daha ileri bir düzeye taşıyarak, pozitif hava basıncı uygulayan Biostar cihazını kullanmış ve 1 mm kalınlığında Biocryl levhadan şeffaf bir pekiştirme apareyi üretmiştir. Bu aparey, ortodontik tedavi sonrasında hem son düzeltmelerin yapılmasında hem de uzun dönem pekiştirme amacıyla kullanılabilir nitelikteydi (20,22).

2.1.6. Essix Apareyi

1995 yılında Sheridan (23), ESSIX olarak adlandırılan şeffaf plak sistemini geliştirmiştir. Bu sistem, özellikle hafif derecedeki anterior diş malpozisyonlarını düzeltmek amacıyla tasarlanmış olup, termoplastik çöküntüler içeren şeffaf polimerik kabuklardan oluşmaktadır. McNamara'nın geliştirdiği sistemden farklı olarak, bu apareyde kullanılan materyalin kalınlığı 0.03 inç'e indirilmiştir. 1997 yılına gelindiğinde, Sheridan bu yöntemi Schwartz ile daha da geliştirerek, diş hekimliği kliniklerinde uygulanabilir standart bir üretim yöntemi haline getirmiş ve bu yöntem için "in-house" vakum şekillendirme sistemine yönelik bir patent almışlardır (23).

2.1.7. Bilgisayar Destekli Sistemler

Son yıllarda yazılım teknolojisinde kaydedilen ilerlemeler, hastaların dentisyonuna ait dijital taramalar kullanılarak dental arkların üç boyutlu sanal modellerinin oluşturulmasını mümkün kılmıştır. Bu sanal modeller, yazılım ortamında düzenlenerek başlangıçtaki maloklüzyon durumundan hedeflenen oklüzyona kadar olan diş hareketlerinin aşamalı olarak planlanmasına olanak tanır. Her bir hareket aşaması için stereolitografi yöntemiyle fiziksel modeller üretilmekte ve bu modeller, ince, saydam ve dişlerin üzerine yerleştirilen apareylerin üretiminde temel alınmaktadır. Söz konusu apareyler, planlanan hareket dizilerine uygun olarak dişleri konumlandırmak amacıyla hastalar tarafından gün boyunca düzenli olarak kullanılmaktadır (24).

Bilgisayar tabanlı prosedürler hızlı ve tekrarlanabilir niteliktedir; bu durum, genel süreçlerin daha etkin bir şekilde yönetilmesini sağlamaktadır. Ancak, ortodontik tedavinin doğru bir şekilde planlanması hâlâ önemli bir zorluk teşkil etmektedir; zira diş hareketlerinin öngörüsü her zaman klinik deneyime dayanmaktadır. Polimer esaslı şeffaf plakların kullanımı ise, mevcut bilgisayar tabanlı uygulamalarla çözülemeyen yükleme sisteminin konumu, dağılımı ve şiddetine ilişkin belirsizlikleri beraberinde getirmektedir (25).

Bu teknolojiyi ilk olarak 1998 yılında Align Technology (ABD) geliştirmiştir. Sonrasında ise farklı şeffaf plak sistemleri tanıtılmaya başlanmıştır. Bunlara örnek olarak; 2005 yılında kurulan Orthoclear (ABD), 2006 yılında kurulan Clearcorrect (ABD), 2018 yılında kurulan Spark (ABD) ve Suresmile (ABD) verilebilir (18).

2.1.7.1. Align Technology

1990'ların sonunda ABD'de umut verici özelliklere sahip bilgisayar destekli bir şeffaf plak sistemi geliştirilmiştir. Stanford'lu iki öğrenci, Zia Chishti ve Kelsey Wirth tarafından oluşturulan Invisalign; Zia Chishti'nin kendi şeffaf pekiştiricisinin tüm ortodontik tedavi boyunca kullanılabilceğini, dişleri hareket ettirebileceğini ve metal braketlere gerek bırakmayabileceğini düşüncesi ile başlamıştır. Bu düşünce, kampüsteki diğer öğrenciler Apostolos Leros ve Brian Freyburger ile ortaklaşa kurdukları şirkete giden yolu açmış; Leros ve Freyburger bu girişimin Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) kısmından sorumlu olmuştur (18).

Kampüs laboratuvarında dişleri düzeltmek için kademeli plak aşamalarını tasarlayacak bir yazılım geliştirmişlerdir. 1998'de ABD Gıda ve İlaç Dairesi'nden (FDA) onay alınmış ve böylece ürünlerini, kurucuların ortodonti deneyiminin azlığı nedeniyle bu radikal değişime temkinli yaklaşan ortodonti camiasına sunabilir hâle gelmişlerdir (18).

1998'de Invisalign sistemi FDA onayını almış ve 1999 yılında ABD'de pazara sunulmuştur (26). 2000 yılında agresif bir televizyon reklam kampanyası başlatılmış; 2001 yılında ise NASDAQ'da halka açılarak ek yatırımlar sağlanmıştır (27). Bu ticari başarıların ardından, Align Technology kurumsallaşarak Invisalign markasının altında sistematik dijital planlama altyapısını kurmuş; sonrasında

ClinCheck® gibi üç boyutlu tedavi planlama yazılımları geliştirmiş ve hem yazılım hem de plak materyalinde yapılan yenilikleri jenerasyonlar halinde tanımlamıştır.

2.1.7.1.1. Birinci Jenerasyon Invisalign Şeffaf Plaklar

İlk şeffaf plak sistemleri, tedavi sonucunu bütünüyle apareyin kendisiyle elde etmeye dayanıyordu; dolayısıyla herhangi bir yardımcı eleman (ör. elastik, ataşman vb.) kullanılmıyordu. Eylül 2001'den önce Invisalign plaklarının üretiminde kullanılan malzeme, Proceed30 (PC 30) ticari adıyla bilinen bir polimer karışımıydı. Ancak bu materyal, ortodontik diş hareketleri için gerekli olan tüm fiziksel, kimyasal ve klinik gereksinimleri karşılayamamıştır (28). Bu yaklaşımların biyomekanik etkinliğini inceleyen çalışmalar son derece sınırlıdır. Konuya ilişkin önemli bir örnek, Djeu ve çalışma arkadaşlarının (29) 48 Invisalign hastasını geleneksel sabit apareylerle tedavi edilen eşleştirilmiş bir grupla karşılaştırdığı çalışmadır (29). Araştırmacılar, Amerikan Ortodonti Kurulu'nun Objektif Değerlendirme Sistemi'ni (ABO-OGS) kullanarak tedavi sonuçlarını kategorik olarak analiz etmiştir. Elde edilen bulgular, marjinal kret hizalanması ile kök açılanması kategorilerinde her iki tedavi yönteminin benzer başarı düzeylerine ulaştığını göstermiştir. Buna karşın bukkolingual eğim kontrolü, oklüzal temaslar, oklüzal ilişki ve overjetin azaltılması kriterlerinde sabit apareyler anlamlı ölçüde üstün sonuçlar vermiştir. Çalışmanın, yazarların Invisalign deneyiminin henüz sınırlı olduğu ve sistemin erken bir yazılım sürümünün kullanıldığı dönemde yürütüldüğü dikkate alındığında, özellikle orta ve ileri düzey maloklüzyonların tedavisinde sabit apareylerin daha öngörülebilir bir seçenek sunduğu sonucuna varılmıştır (30).

2.1.7.1.2. İkinci Jenerasyon Invisalign Şeffaf Plaklar

Bu nesildeki şeffaf plaklar, diş hareketlerinin daha kontrollü ve etkili bir şekilde yönlendirilmesini sağlamak amacıyla ataşmanlarla birlikte üretilmektedir. İkinci nesil şeffaf plak sistemlerinde, tedavi etkinliğini artırmak üzere diş yüzeyine yerleştirilen kompozit butonlar ve çeneler arası elastiklerin kullanımı da entegre edilmiştir. Bu yardımcı elemanlar, kompleks diş hareketlerinin uygulanabilirliğini artırarak tedavi kapsamını genişletmiştir (30,31). Tek katmanlı bir polimer malzeme olan Exceed30, PC 30'a kıyasla 1,5 kat daha fazla elastikiyet ve 4 kat daha fazla

uyum sağlayarak, hastalar için plakların takılıp çıkarılmasını önemli ölçüde kolaylaştırmıştır (28).

2.1.7.1.3. Üçüncü Jenerasyon Invisalign Şeffaf Plaklar

2010 yılında şeffaf plaklarla gerçekleştirilen diş hareketleri üzerinde daha fazla kontrol sağlamak ve tedavi sonuçlarını iyileştirmek amacıyla, plakların kuvvet uygulama mekanizmalarında çeşitli değişikliklere gidilmiştir. Günümüzde, ekstrüzyon, rotasyon düzeltmeleri ve kök hareketlerinin gerektiği durumlarda ataşmanlar, üretici firmanın yazılımı tarafından otomatik olarak yerleştirilmektedir. Kök torkunun gerekli olduğu bölgelerde ise plak üzerine özel girintiler (indentasyonlar) oluşturulmaktadır. Ayrıca, klinisyen, belirli diş hareketlerinin daha etkin şekilde sağlanacağını düşündüğü durumlarda, hassasiyet gerektirmeyen ataşmanların yerleştirilmesini de talep edebilmektedir. En yaygın kullanılan üç ataşman tipi; elipsoidal, eğimli (bevelled) ve dikdörtgen şekillidir (28,30).

2.1.7.1.4. Dördüncü Jenerasyon Invisalign Şeffaf Plaklar

2011 yılında, açık kapanış vakalarında klinik başarıyı artırmak amacıyla G4 ataşman sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem, birden fazla diş üzerinde optimize ekstrüzyon ataşmanlarıyla desteklenmiş ve özellikle üst yan kesici dişlerde rotasyon ve/veya kuron devrilmesiyle birlikte ekstrüzyonu iyileştirmeye yönelik çok düzlemlili hareket özelliklerini içermiştir. Ayrıca, köpek dişleri ve santral kesicilerin meziodistal kök kontrolünü daha etkin biçimde sağlayabilmek amacıyla optimize kök kontrol ataşmanları tanıtılmıştır (28).

2013 yılından itibaren ise, EX30 malzemesinin yerini çok katmanlı aromatik termoplastik poliüretan/kopoliyester esaslı bir materyal olan SmartTrack (LD30) almıştır. Bu yeni nesil materyal, daha yumuşak ve sürekli bir kuvvet uygulama kapasitesi, uzun süreli etki süresi ve geliştirilmiş adezyon özellikleriyle hasta konforunu artırmaktadır. EX30 ile karşılaştırıldığında, LD30 materyali ortodontik kuvvetlerin daha tutarlı şekilde uygulanmasını sağlamakta, daha yüksek elastikiyet, kimyasal stabilite ve daha hassas, konforlu bir plak uyumu sunmaktadır (28).

2.1.7.1.5. Beşinci Jenerasyon Şeffaf Plaklar

2013 yılının sonlarında tanıtılan beşinci nesil iyileştirmeler, derin kapanış vakalarının öngörülebilirliğini artırmayı amaçlamış ve bu doğrultuda üst ve alt ön dişlerin lingual yüzeylerine yerleştirilen basınç alanları, üst kesici dişlerin lingual yüzeylerine entegre edilen hassas bite rampaları ve küçük azı dişlerine uygulanan eğimli kubbe biçiminde tutuculuk sağlayan ataşmanlar gibi yenilikler içermiştir. Ancak Blundell ve arkadaşları (32) tarafından yürütülen yakın tarihli bir çalışmada, SmartTrack materyalinin bite açma kabiliyetinin, EX30 materyali ile karşılaştırıldığında, hassas bite rampalarının kullanımıyla anlamlı düzeyde artmadığı bildirilmiştir (28,32).

2.1.7.1.6. Altıncı Jenerasyon Invisalign Şeffaf Plaklar

2014 yılının sonlarında, birinci küçük azı dişi çekimli ortodontik tedaviler için altıncı nesil klinik yenilik tanıtılmıştır. Bu yeni yaklaşımda, SmartStage teknolojisi ve SmartForce özellikleri kullanılarak dikey kontrol sağlanmış ve kök paralelliği hedeflenmiştir. Böylece maksimum ankraj gerektiren çekimli tedavi planlarında diş hareketlerinin ilerleyişi optimize edilmiştir. Bu gelişmeler, çekimli vakalarda daha öngörülebilir sonuçlar elde edilmesine katkı sağlamıştır (28).

2.1.7.1.7. Yedinci Jenerasyon Invisalign Şeffaf Plaklar

Invisalign G7, diş hareketleri üzerinde daha fazla kontrol sağlamak ve tedavi sonuçlarını iyileştirmek amacıyla geliştirilmiş bir özellik seti olarak 2016 yılında piyasaya sunulmuştur. Özellikle ergen bireylerin ortodontik ihtiyaçlarına yönelik olarak tasarlanan bu sistem, üst yan kesici dişlerin hareketlerinin daha iyi kontrol edilmesini hedeflemiş; aynı zamanda kök kontrolünü geliştirmek ve posterior açık kapanışların oluşumunu önlemeye yönelik özel fonksiyonlar içermiştir (28).

2.1.7.1.8. Sekizinci Jenerasyon Invisalign Şeffaf Plaklar

2020 yılının sonlarına doğru, derin kapanış tedavisinin öngörülebilirliğini daha da artırmayı hedefleyen sekizinci nesil geliştirmeler duyurulmuştur. Bu kapsamda, SmartForce aktivasyonu ile ön dişlerde intrüzyon sağlanarak derin kapanış kontrolü iyileştirilmiş; ayrıca ClinCheck yazılımının sanal planlama altyapısında Spee eğrisinin düzeltilmesine yönelik optimizasyonlar yapılmıştır. G8 güncellemeleri,

posterior ark genişletmesi sırasında istenmeyen kuron devrilmelerini en aza indirmek amacıyla optimize genişletme desteği ve rotasyon ataşmanları içermekte olup, özellikle bukkal kuron devrilmesi riskini azaltmaya yönelik tasarlanmıştır (28).

2.1.7.2. Clearcorrect

Straumann (İsviçre), dünyanın en büyük dental şirketlerinden biri olup özellikle dental implantlarıyla tanınmaktadır. 2006 yılında Teksas'ta kurulan Clearcorrect, 2019'da Straumann tarafından satın alınarak şirketin şeffaf plak pazarına girmesini sağlamıştır. Bu kapsamda, hekimlerin ihtiyaçlarına uygun olarak iki farklı şeffaf plak seçeneği sunulmaktadır: sınırsız sayıda plak veya tekil kullanım. Tedavi kurulumu ücretsizdir ve yalnızca şeffaf plaklar için ödeme yapılmaktadır. Plaklar, yaygın olarak kullanılan poliüretan malzemeden üretilmiş olup yaklaşık 0,3 inç kalınlığa sahiptir. Ayrıca, diş eti kenarını aşan düz kesim hattı sayesinde taraklı kesimli plaklara kıyasla tutuculuk artırılmakta, bu sayede ataşman ihtiyacı azaldığı ve daha estetik görünüm elde edildiği öne sürülmektedir (18).

2.1.7.3. Suresmile

Dentsply (ABD), geniş ürün yelpazesıyla dünyanın en büyük dental şirketlerinden biri olup başlangıçta restoratif diş hekimliğine odaklanmışken, son yıllarda dental implantlar ve şeffaf plakları da bünyesine katmıştır. Şirket, 2018 yılında Orametrix (ABD)'ten SureSmile (ABD)'ı satın alarak şeffaf plak pazarına girmiştir. Bu sistem; konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT), sefalometrik röntgen ve diş hareketinin sanal simülasyonunu entegre eden bir yapıya sahiptir. Ayrıca, hibrit tedavi seçeneği ile braketler ve şeffaf plakların birlikte kullanılmasına imkân tanımaktadır. Klinik içi üretim özelliği sayesinde, hekimlere üç boyutlu modelleri yazdırabilmeleri için dosyalar gönderilmekte ve bu modeller kullanılarak vakum yöntemiyle şeffaf plaklar oluşturulabilmektedir (18).

2.1.7.4. Spark

Ormco (ABD), dünyanın önde gelen braket ve ark teli üreticilerinden biri olup 2019 yılında kendi şeffaf plak markasını piyasaya sunmuştur. Şirketin iddialarına göre, TruGEN plastikten üretilen şeffaf plaklar, pazar lideri Invisalign'a kıyasla daha

yüksek şeffaflığa sahiptir. Ayrıca, TruGEN materyali, daha uzun süre etkisini koruyan ve daha yüksek kuvvet üreten yapısıyla tedavi hedeflerine daha hızlı ulaşmayı amaçlamaktadır. Şeffaf plakların diş eti kenar konturunu takip eden, elle kesilip düzeltilmiş kenar tasarımı da hastaların konforunu artırmayı hedeflemektedir. Bunun dışında, ürün portföyü Align Technology'nin sunduklarına benzer şekilde, şeffaf plakların 7 günlük kullanımına dayalı üç tedavi seçeneği (10, 20 veya sınırsız plak) içermektedir. Avantaj olarak, sınırsız şeffaf plak seçeneğinde tek ark tedavilerinin uygulanabilmesi mümkündür; bu özellik Invisalign şeffaf plaklarında bulunmamaktadır (18).

2.2. Şeffaf Plak Tedavilerinde Kullanılan Ek Unsurlar

2.2.1. Ataşmanlar

Ataşmanlar, şeffaf plakların diş yüzeyi ile olan uyumunu ve tutuculuğunu artıran pasif elemanlardır. Plakların dişleri daha etkin şekilde kavrayarak hareket ettirebilmeleri için bir tutamaç görevi görür. Diş hareketini doğrudan yönlendirmek yerine, plağın diş üzerindeki kavrama gücünü artırarak dolaylı yoldan hareketi desteklerler (18).

Invisalign şeffaf plaklarında kullanılan ataşmanlar iki ana kategoriye ayrılmaktadır: konvansiyonel ataşmanlar ve optimize ataşmanlar.

Konvansiyonel ataşmanlar arasında elipsoit, dikdörtgen, yatay, dikey ve eğimli tipler yer almaktadır. Elipsoit ataşmanlar, dişin yüzey alanının yetersiz olduğu durumlarda tutuculuk veya ankraj sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Dikdörtgen ataşmanlar ise pasif tip ataşmanlardır ve hem dikey hem de yatay olarak konumlandırılabilir. Genellikle varsayılan olarak diş kordonunun orta bölgesine yerleştirilseler de tedavi planına bağlı olarak istenen herhangi bir pozisyona taşınabilmektedir. Yatay ataşmanlar daha çok retansiyon sağlamak, tork hareketlerini desteklemek ve ankraj oluşturmak için kullanılmaktadır. Dikey ataşmanlar ise meziodistal translasyon hareketlerinde kök kontrolü sağlamak ve rotasyon düzeltimlerine destek olmak amacıyla tercih edilmektedir. Eğimli ataşmanlar hem dikey hem de yatay olarak uygulanabilmekte olup intrüzyon, ekstrüzyon ve rotasyon hareketlerinde önerilmektedir (18).

Optimize ataşmanlar ise konvansiyonel ataşmanlardan farklı olarak, daha öngörülebilir ve etkili diş hareketlerini sağlamak hedefiyle geliştirilmişlerdir. Her bir dişin genişliği, uzun aksı ve yüzey konturuna özel olarak tasarlanmakta, kuvvetlerin etkin ve hassas bir şekilde uygulanabilmesi için tam olarak belirlenmiş pozisyonlarda konumlandırılmaktadır. Ayrıca, plak ile diş arasındaki istenmeyen temasın minimize edilmesini sağlamaktadır. Optimize ataşmanların çeşitleri arasında optimize rotasyon, optimize ekstrüzyon, optimize kök kontrol ve optimize üst lateral diş ataşmanları bulunmaktadır (18).

2.2.2. Power Ridge

Plaklar üzerindeki kole bölgesine yakın konumda yerleştirilen diş yönünde çıkıntılardır, özellikle kesici dişlere tork hareketi vermek için tasarlanmışlardır (18).

2.2.3. Precision Ramps

Hassas ısırma rampaları olarak adlandırılır. Bunlar, şeffaf plakların iç yüzeyinde dinamik olarak yer alan küçük çıkıntılardır ve genellikle üst kesici dişlerin ya da kaninlerin palatinal yüzeyinde konumlandırılırlar. Her plak değişiminde diş hareketlerine göre şekillenen bu yapılar, sabit apareylerdeki geleneksel turbo bite'ların aksine, yalnızca gereken diş disoklüzyonunu oluşturabilirler (18). Hassas ısırma rampaları olarak adlandırılır. Bunlar, şeffaf plakların iç yüzeyinde dinamik olarak yer alan küçük çıkıntılardır ve genellikle üst kesici dişlerin ya da kaninlerin palatinal yüzeyinde konumlandırılırlar. Her plak değişiminde diş hareketlerine göre şekillenen bu yapılar, sabit apareylerdeki geleneksel turbo bite'ların aksine, yalnızca gereken diş disoklüzyonunu oluşturabilirler (18).

2.2.4. Elastikler

Ortodontik tedavide elastikler, dişler ve çeneler üzerine kuvvet uygulayarak uygun hizalanmanın sağlanmasına önemli ölçüde katkıda bulunur. Şeffaf plaklarla birlikte kullanılabilen bu elastikler; genellikle lateks ya da sentetik materyallerden üretilir ve farklı boyut, renk ve kuvvet seviyelerinde sunulur. Elastiklerin biyomekaniği; uygulandıkları bölge ve konfigürasyona, hastanın elastikler takılıyken ağız açıklığının dikey miktarına ve sıvı alımına bağlı olarak materyaldeki imbibisyon (bünyesine su alma) gibi faktörlere göre değişkenlik gösterir (33).

Klinik uygulamada çeşitli elastik düzenekleri tercih edilebilir:

- **Sınıf II elastikler:** Üst kaninler ile alt birinci molarlar arasında kullanılarak, üst dişlerin distalizasyonuna ve alt arka dişlerin mezializasyonuna yardımcı olur (34,35).
- **Sınıf III elastikler:** Alt kaninler ile üst birinci molar arasında uygulanarak, alt dişlerin distalizasyonunu ve üst dişlerin mezializasyonunu destekler (36).
- **Kutu elastikler:** Posterior açık kapanışın düzeltilmesi amacıyla arka bölge dişleri arasında verilebilir (37).
- **Üçgen elastikler:** Dişlerin ekstrüzyonuna ve okluzal temasların iyileştirilmesine katkı sağlayabilir (38).
- **Çapraz elastikler:** Çapraz kapanışların düzeltilmesinde tercih edilir (33).

Elastikler; dişlere yapıştırılan butonlar arasında ya da şeffaf plak üzerinde planlanan precision cut (hassas kesiler) bölgeleri arasında uygulanır. Hedeflenen diş hareketlerinin güvenli ve etkili şekilde elde edilebilmesi için kapsamlı ve özenli bir tedavi planlaması esastır (33).

2.2.5. Butonlar

Butonlar, şeffaf plaklar üzerinde öngörülen buton kesilerine uygun olarak dişlerin belirli bölgelerine yapıştırılır. Bu kesiler, butonların dişe bağlanması için gerekli boşluğu sağlayacak şekilde önceden planlanır ve şeffaf plaka işlenebilir (39). Butonlar metal ya da seramik olabilir; olgunun biyomekanik planlaması doğrultusunda elastik kullanım gereksinimine bağlı olarak bukkal, lingual (palatinal), mezial veya distal yüzeylere yerleştirilebilir (33).

2.2.6. Hassas Kesiler (Precision Cuts)

Elastiklerin etkin biçimde bağlanabilmesi için şeffaf plak üzerinde hassas kesiler tasarlanır. Sınıf II elastik gereksinimi bulunan olgularda kesiler genellikle üst kanin bölgesine; Sınıf III elastik endikasyonunda ise alt kanin bölgesine yerleştirilir (40). Ayrıca, bu amaç için geliştirilmiş özel pensler kullanılarak hassas kesilerin şeffaf plaklarda sonradan açılması da mümkündür (33).

2.3. Şeffaf Plakların Biyomekaniği ve Sabit Mekaniklerle Farklı Yanları

Şeffaf plak tedavisi, temel olarak ortodontik bir tekniktir ve bu nedenle kuvvet uygulaması, ankraj, bağlanma şekli ve biyomekanik prensipler gibi genel ortodontik ilkelerin bu teknikte de geçerlidir (18). Plak materyalleri ile NiTi tellerin elastik aralıkları arasında büyük bir fark vardır. NiTi teller, birkaç milimetreye kadar etkin kuvvet uygulayabilen geniş bir elastik çalışma aralığına sahipken, şeffaf plakların elastik aralığı genellikle yaklaşık 0,2 mm ile sınırlıdır (41). Bu nedenle klinisyenin bir vakayı sabit apareyler ya da şeffaf plaklar ile tedavi etmeye karar vermeden önce, iki sistem arasındaki benzerlikleri ve farklılıkları ayrıntılı biçimde kavraması büyük önem taşımaktadır (42).

2.3.1. Kuvvet

Şeffaf plaklar ile sabit ortodontik apareyler arasındaki temel farklardan biri, uyguladıkları kuvvetlerin yönüdür. Sabit braket ve tel sistemleri, dişleri çekme prensibiyle hareket ettirirken, şeffaf plaklar dişleri itme prensibiyle hareket ettirir (42). Ağıza yerleştirildiğinde, şeffaf plak dişler üzerinde hafifçe deformasyona uğrar ve materyalin elastik özellikleri sayesinde dişleri hedeflenen pozisyona doğru iter (18). Bu nedenle klinisyenlerin, diş hareketlerini planlarken her iki sistemin biyomekanik farklılıklarını ve benzerliklerini net olarak kavraması önemlidir (42).

Diş uygulanan kuvvet, sabit aparey sistemlerinde kullanılan ark telinin esnekliğine ve dişle etkileşim sırasında uğradığı bükülme miktarına bağlıdır (43). Sabit apareylerde boşluk kapatma işlemi sırasında kullanılan elastomerik zincirler, boşluk boyunca gerilerek dişlere bağlanır ve ardından orijinal şekillerine dönmeye çalışırken dişleri birbirine doğru çekerek boşluğu kapatır. Şeffaf plak sistemlerinde ise kuvvet aktarımı farklı prensiplere dayanır ve dişleri iterek hareket ettirir (18).

2.3.2. Bağlanma

Sabit apareylerde dişlerle bağlantı, braket yuvalarına yerleştirilen ark telleri ile sağlanır. Kullanılan ark telinin kalınlığı ve rijitliği arttıkça, braket yuvasıyla olan etkileşimi ve kontrol gücü de artar(43). Ortodontik tedavi süresince ark telleri başlangıçta yuvarlak kesitli, esnek ve uzun çalışma aralığına sahip tellerden başlayarak zamanla daha rijit ve dikdörtgen kesitli paslanmaz çelik tellere doğru

ilerler. Ark telinin kalınlığı braket yuvasının boyutuna yaklaştığında, braketin yuvasına veya tabanına yerleştirilmiş olan tip, tork ve bukkolingual yönlü ayarlamalar daha etkin ve tam olarak uygulanabilir hale gelir(42).

Şeffaf plaklarda, dişlerle bağlantı, plağın diş yüzeylerini çevrelemesi yoluyla sağlanır. Diş yüzeyi, plak materyali tarafından ne kadar geniş ve sıkı biçimde sarılırsa, o diş üzerindeki bağlantı ve dolayısıyla kontrol de o ölçüde artmaktadır (18). Klinik kuron boyu uzun olan ve yüzey alanı geniş dişlerde plakların dişle olan teması daha fazla olduğundan, bu durum daha etkin ve öngörülebilir diş hareketleri gerçekleştirilmesini sağlar(18,42).

2.3.3. Ankraj

Sabit ortodontik apareylerde en yaygın kullanılan ankraj modeli, Newton'un üçüncü yasasına dayanan resiprokal ankraj modelidir. Bu yasaya göre, her etkiye karşı eşit ve zıt bir tepki oluşur (44). Aktif diş hareketinin sağlanması kadar, komşu dişlerde ortaya çıkabilecek istenmeyen hareketlerin kontrol altına alınması da ortodontik tedavinin başarısı açısından kritik bir öneme sahiptir (45). Bu durum literatürde ankraj olarak tanımlanmakta olup, etkili ankrajın sağlanması ise uygulanan kuvvetlerin doğru seçimi ve optimal şekilde kombine edilmesine bağlıdır (45). Yani, bir grup dişin hareketi, diğer grup dişin sabit kalmasıyla mümkün hale gelir ve bu karşılıklı etkileşim kontrollü diş hareketini sağlar (43).

Şeffaf plak tedavisinde ankraj segmentleri tedavi planlamasının başında önceden belirlenebilir ve tedavi sürecinin farklı aşamalarında değiştirilebilir. Bu yönüyle şeffaf plaklar, ankraj kontrolü açısından önemli avantajlar sunar. Çünkü belirli dişler, tedavinin ihtiyaç duyulan dönemlerinde hareketsiz bırakılarak etkili birer ankraj birimi olarak kullanılabilir (18). Bu esneklik, sabit apareylerde sınırlı olan ankraj kontrolünü, şeffaf plak sistemlerinde daha dinamik ve hedefe yönelik hale getirir (42).

2.4. Minividalar

Ortodontide iskeletsel ankraj kavramı ilk kez 1983 yılında Creekmore ve Eklund tarafından literatüre kazandırılmıştır (46). Mini implantlar, yani geçici ankraj aygıtları (TAD'lar), günümüzde ortodontide yaygın bir tedavi yöntemi haline

gelmiştir. Sağladıkları çok yönlülük, minimal invaziv özellikleri ve maliyet–fayda dengesi, onları günümüzde dahi önemli bir seçenek kılmaktadır (47). Geçici ankraj aygıtları (TAD’lar), özellikle zorlu ankraj koşullarında ortodontik biyomekanikte kritik bir yardımcı unsur olarak kabul edilmektedir. Bu aygıtların rolü, şeffaf plak sistemleri ile tedavi yürütüldüğünde daha da vazgeçilmez hale gelmektedir; çünkü plaklar, geleneksel sabit apareylerle karşılaştırıldığında doğal olarak daha sınırlı ankraj kontrolü sağlamaktadır (48).

Geçici ankraj aygıtlarının yerleştirilmesi için farklı anatomik bölgeler önerilmiştir. Bu bölgeler arasında damak, anterior nazal spina, maksiller tüber, anterior ramus ve mandibular retromolar alanlar bulunmaktadır (46). Bukkal alveoler mini implantlar, alveol kemiği içerisine en sık yerleştirilen mini implantlardır. Literatürde bukkal alveoler ya da interradiküler (IR) mini implantların başarı oranları %57 ile %95 arasında değişmekte olup, ortalama başarı oranı yaklaşık %85 olarak bildirilmektedir (49–51).

2.5. Şeffaf Plak Tedavilerinde Mezializasyon

Şeffaf plakların biyomekanik mekanizması, geleneksel sabit apareylerden tamamen farklıdır. Bu sistem, büyük azı dişlerinin distalizasyonu, ön dişlerin hizalanması ve boşluk kapatılması gibi işlemlerde yüksek verimlilik gösterirken; derin kapanış düzeltimi, kök hareketlerinin kontrolü ve dental ark genişletilmesi gibi durumlarda ise daha düşük bir başarı oranına sahiptir (3,52–54). Bu nedenle, şeffaf plaklar genellikle basit ve çekimsiz olgular için daha uygun kabul edilirken, daha karmaşık çekimli olgular söz konusu olduğunda ekstra gereklilikler doğmaktadır (55)

Modern ortodontide çekimli tedavi gereksinimi oldukça yaygındır ve maloklüzyonun kontrol altına alınabilmesi için hastaların yaklaşık %30’unda premolar dişlerin çekimi gerekebilmektedir (66). Güncel literatür incelendiğinde, çalışmalar sadece şeffaf plaklar ile çekim boşluklarının gövdesel diş hareketi ile kapatılmadığını göstermiştir (9,11,56–58). Bu problemlerin üstesinden gelebilmek için ek ankraj mekanikleri, ataşman tasarımları ve aşırı düzeltim gerektiği belirtilmiştir (11). Bazı araştırmacılar ise ankraj hazırlığı yapmayı tavsiye etmişlerdir (56,59).

Bazı çalışmalar, çekimli vakalarda sıklıkla görülen olumsuz yan etkilerin daha etkili bir şekilde kontrol altına alınabilmesi için sabit apareylerin kullanılması gerektiğini önermiştir. Ancak bu yaklaşım, tedavi süresinin önemli ölçüde uzamasına neden olmaktadır (60).

Literatür incelendiğinde maksiller molar dişin mezializasyonunu inceleyen bir yayın bulunmuştur (6).

2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kuvvet Analizi Yöntemleri

Stres analizinin temel amacı, bir cisme uygulanan kuvvetlerin hem hangi bölgelerde yoğunlaştığını hem de bileşenlerinin (büyüklük, yön, uygulama noktası) nasıl dağıldığını incelemektir. Böylece hem kuvvetlerin cisim üzerindeki etkileri hem de meydana gelen şekil değişikliklerinden kaynaklanan gerilmeler değerlendirilebilmektedir. Diş hekimliğinde bu yöntemler; dişlere ve dentoalveolar yapılara aktarılan kuvvetlerin büyüklüğünü, yoğunlaştığı bölgeleri, ilgili dokuların hareket ve deformasyon miktarını belirlemek için yaygın biçimde kullanılmaktadır (61,62).

Canlı doku ve organların, maruz kalacakları dış kuvvetler karşısında nasıl bir mekanik davranış sergileyeceğini doğrudan belirlemek; hem teknik açıdan oldukça karmaşık ve maliyetli, hem de etik ve fiziki sınırlamalar nedeniyle birçok durumda uygulanamaz ya da risklidir (63,64). Bu sınırlamalar doğrultusunda, canlı dokuların davranışlarını öngörebilmek amacıyla biyolojik yapıları temsil eden modellerin oluşturulması ve bu modeller üzerinde kuvvetlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığının belirlenmesi bir gereklilik haline gelmiştir (65). Bu amaca yönelik olarak geliştirilen çeşitli stres analiz yöntemleri, söz konusu kuvvetlerin doku üzerindeki etkilerini dolaylı yoldan değerlendirme imkânı sunmaktadır (63,65,66).

2.6.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik gerilme yöntemi, yapıların içerisinde oluşan mekanik gerilmelerin görselleştirilmesini amaçlayan bir tekniktir. Bu yöntemde, araştırmaya konu olan yapının ışık geçirgenliğine sahip bir fotoelastik materyalden üç boyutlu modeli oluşturulur ve bu modele belirli kuvvetler uygulanır. Polarize edilmiş bir ışık demeti, bu modele gönderildiğinde; ışığın, materyalin içindeki ve yüzeyindeki

gerilim yoğunluklarına bağlı olarak farklı hızlarda ilerlemesi sağlanır. Bu farklılıklar, polariskop adı verilen özel bir optik cihaz aracılığıyla kesitler halinde izlenebilir (67,71,72).

Bu teknik ilk kez 1930'lu yıllarda Zak tarafından bilimsel olarak tanıtılmıştır (69). Yöntemde elde edilen kuvvet çizgilerinin yoğunluğu, uygulanan kuvvetin büyüklüğü hakkında doğrudan bilgi verir. Geniş aralıklı çizgiler kuvvetin daha yaygın bir alana dağıldığını gösterirken, ince ve sık aralıklı çizgiler gerilmenin belirli bir bölgede yoğunlaştığını ifade eder (63).

Diş hekimliğinde fotoelastik analiz yöntemi, başta protetik ve restoratif materyallerin mekanik davranışlarının değerlendirilmesi olmak üzere, ortodontik uygulamalarda dentoalveolar yapılar çevresinde meydana gelen gerilim dağılımlarının incelenmesinde yaygın olarak kullanılan etkili bir analiz tekniğidir (70).

2.6.2. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçerler, yapılar üzerinde uygulanan çeşitli yükler sonucunda meydana gelen doğrusal şekil ve boyutsal değişikliklerin nicel olarak belirlenmesinde kullanılan ölçüm cihazlarıdır. Bu aygıtlar, çalışma prensiplerine göre farklı kategorilere ayrılmaktadır ve mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektriksel ve elektronik türleri mevcuttur (63).

2.6.3. Kırılğan Vernik Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi

Bu yöntem, incelenen yapı üzerine uygulanan kuvvetlerin dağılımını, vernik kaplamasında oluşan bölgesel çatlak yoğunluğu aracılığıyla analiz etmeye dayanır. İncelenecek modelin yüzeyine, homojen bir şekilde kırılğan özellikte vernik püskürtülerek kaplama yapılır ve bu tabaka belirli bir sıcaklık altında sertleştirilir. Ardından modele kuvvet uygulanır. Gerilme direnç sınırını aşan bölgelerde, uygulanan kuvvetin yönüne paralel olarak yoğun çatlak desenleri oluşur. Bu çatlakların yerleşimi ve yoğunluğu, kuvvetlerin hem yönünü hem de yoğunlaştığı alanları belirlemede önemli ipuçları sunar (63).

2.6.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Stres Analizi

Lazer ışını kullanılarak bir yapının üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesine dayanan bu optik analiz yöntemi, yüzeydeki deformasyonların nanometre ölçeğinde yüksek hassasiyetle tespit edilmesini mümkün kılar (63). Yöntemin temelinde, interferometre adı verilen bir cihaz aracılığıyla lazer kaynağından elde edilen koherent ışık demetlerinin yapı üzerinde oluşturduğu girişim desenlerinin değerlendirilmesi yer alır. Yapıya uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen mikroskobik yer değiştirmeler, hologram üzerindeki saçak desenlerinde izlenerek model üzerindeki deformasyon aralıkları ve yönleri uzaktan ölçülebilmektedir (71,72).

2.6.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Termografik stres analizi, homojen ve izotropik özellik gösteren bir cisme belirli bir düzen içinde kuvvet uygulandığında, cismin belirli noktalarında oluşan asal gerilimlerin toplamı ile yüzeyde gözlemlenen ısı değişimlerin periyodik olarak doğru orantılı olması esasına dayanır. Bu yöntem, mekanik yüklemelerin neden olduğu içsel enerji dönüşümünü termal yanıtlar üzerinden değerlendirerek, gerilme dağılımlarını dolaylı yoldan tespit etmeye olanak sağlar (63).

2.6.6. Radyoteleometri ile Stres Analiz Yöntemi

Radyoteleometri tabanlı kuvvet analizi, yüzeye entegre edilen bir verici aracılığıyla ölçüm verilerinin kablosuz olarak aktarılmasını esas alan bir yöntemdir (63). Sistem; güç kaynağı, gerilim ölçer (strain gauge), bu ölçeri güçlendiren yükseltici, sinyalleri ileten bir anten, sinyalleri alan bir alıcı ve verilerin kaydedildiği bir veri kayıt biriminden oluşur. Yapıya yapıştırılan gerilim ölçerlerde meydana gelen direnç değişiklikleri, sinyalin frekansında farklılık yaratır. Bu frekans farklılıkları, gerilme düzeylerine karşılık gelecek şekilde analiz edilir ve yapı üzerindeki stres dağılımı değerlendirilir.

Bu yöntem genellikle laboratuvar ortamında gerçekleştirilen in vitro çalışmalarda tercih edilmekle birlikte, belirli sınırlamalar altında in vivo uygulamalarda da

kullanılabilmektedir. Ancak in vivo uygulamalarda, vericilerin biyolojik dokulara yerleştirilmesi süreci girişimsel prosedürler gerektirdiği için klinik kullanımda dikkatli planlama gerektirmektedir (73).

2.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi biyomekanik sistemlerin gerçekçi bir biçimde matematiksel olarak modellenmesi ve bu modellerin bilgisayar ortamında sayısal yöntemlerle çözümlenmesine dayanan ileri düzey bir analiz tekniğidir (74). Bu yaklaşım, doğada gerçekleşen fiziksel olayların bilgisayar üzerinde simüle edilmesi yoluyla, karmaşık yapıların davranışlarının öngörülmesini mümkün kılar. SEA, fiziksel sistemleri tanımlayan diferansiyel denklemlerin sayısal olarak çözülmesine olanak tanıyan en modern ve etkin bilimsel araçlardan biri olarak kabul edilmektedir. Bu yöntemin uygulanması sırasında yüksek sayıda aritmetik hesaplama gerektiğinden, güçlü bilgisayar altyapısının kullanımı zorunludur (63–65,75).

Sonlu elemanlar analizi, özellikle otomotiv, havacılık ve inşaat mühendisliği gibi endüstriyel alanlarda yaygın biçimde kullanılan güçlü bir mühendislik analiz tekniğidir. Bu yöntem, geleneksel deneysel yaklaşımların yüksek maliyetli ve karmaşık ekipmanlar gerektirdiği durumlarda, farklı malzeme ve yapıların davranışlarını bilgisayar ortamında ekonomik ve etkin bir biçimde incelemeye olanak tanır (76–79).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diş hekimliğinde kullanımı, ilk kez 1960'ların sonlarında Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak tanımlamasıyla gündeme gelmiştir. Bu öncü çalışmaların ardından, 1970'li yıllarda Farah ve çalışma arkadaşları (90,94,95) tarafından gerçekleştirilen araştırmalarla birlikte yöntem, dental alanda sistematik olarak uygulanmaya başlanmıştır (76,80,81). Özellikle son 20 yıl içerisinde, sonlu elemanlar stres analizine ilişkin çalışmaların sayısında belirgin bir artış gözlemlenmiş ve yöntem, diş hekimliği literatüründe sıkça başvurulan bir araştırma aracı haline gelmiştir (64,77,78,82,83).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, karmaşık mühendislik problemlerine çözüm üretmek amacıyla, tüm sistemin geometrik ve fiziksel özellikleri küçük ve basitleştirilmiş alt parçalara ayrılır. Bu alt parçalar üzerinden, varyasyonel prensiplere dayanan matematiksel yaklaşımlar kullanılarak sayısal çözümler elde edilir. Böylece, bütüncül sistemin davranışı parça bazlı çözümlerle daha erişilebilir hale getirilir (64,81).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin uygulanabilmesi için, analiz edilecek yapıya ait üç boyutlu katı modelin öncelikle dijital ortamda oluşturulması gerekmektedir (64,75,82,84). Bu modellemenin gerçekleştirilmesinde çeşitli teknikler kullanılabilir. En yaygın başvurulan yöntemler şunlardır (66,81,84).

1. Görüntü Tabanlı Modelleme: Manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT/CT) görüntülerinin dijitalleştirilerek yazılım ortamına aktarılmasıyla hacimsel modelin oluşturulması (74)
2. Koordinat Tabanlı Modelleme: Nokta bulutu verileri ve yüzey koordinatlarının, koordinat ölçüm cihazları (CMM) gibi sistemlerle toplanarak dijital model haline getirilmesi (74)

2.6.7.1. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Özellikleri:

Sonlu eleman stres analiz yönteminin öne çıkan özellikleri arasında karmaşık geometrilere uyum sağlayabilmesi ve farklı yapısal problemlere uygulanabilir olması yer almaktadır. Teorik dayanaklarının sağlamlığı yöntemin güvenilirliğini artırırken, yüksek doğruluk seviyesi de elde edilen sonuçların geçerliliğini pekiştirmektedir. Ayrıca, sayısal verimlilik sayesinde bu yöntem pratikte hızlı ve etkili bir biçimde kullanılabilir (74,81).

2.6.7.2. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Avantajları:

Sonlu eleman stres analiz yöntemi, karmaşık yapıları güvenli ve detaylı biçimde inceleyebilme olanağı sunar. Geometrik olarak düzensiz ya da çok sayıda bağlantı noktasına sahip delikli ve köklü yapıların değerlendirilmesi bu yöntemle kolayca gerçekleştirilebilir. Aynı yapı içinde birden fazla malzeme ya da farklı geometrik özellik bulunması, analiz sürecinde herhangi bir zorluk oluşturmaz. Ayrıca, yapının yalnızca küçük bir kısmı üzerinde yapılan incelemeler sayesinde tüm sistemdeki kuvvet ve hareketler hakkında bilgi edinmek mümkün olur; bu da problemlerin daha kolay anlaşılmasını ve çözüm sürecinin sadeleşmesini sağlar. Yöntem, sabitlik veya yükleme gibi sınır koşullarının bilgisayar ortamında basit ve etkili bir şekilde tanımlanmasına olanak tanırken, yüksek doğruluk ve güvenilirlik düzeyiyle özellikle karmaşık sistemlerde neden-sonuç ilişkilerini doğru bir şekilde ortaya koyar ve analitik ile deneysel yöntemlere kıyasla daha hassas sonuçlar elde edilmesine imkân verir (74,76,79,81,85,86).

2.6.7.3. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları:

Sonlu eleman stres analiz yönteminin bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Öncelikle, analizlerin yapılabilmesi için güçlü bilgisayar donanımlarına ve lisanslı analiz yazılımlarına ihtiyaç duyulması, başlangıç maliyetlerini önemli ölçüde artırmaktadır. Bunun yanında, teknolojinin hızlı gelişimi nedeniyle kullanılan yazılımların düzenli olarak güncellenmesi zorunludur. Ayrıca, elde edilen sonuçların doğruluğu yalnızca yöntemin kendisine değil, aynı zamanda araştırma modelinin kalitesine, tanımlanan sınır koşullarına ve malzeme özelliklerinin doğru şekilde sisteme aktarılmasına da büyük ölçüde bağlıdır (74,78,79,81).

2.6.7.4. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

2.6.7.4.1. İncelenecek Modelin Üretilmesi (Pre-processing)

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde ilk aşama olan pre-processing, incelenecek yapının dijital ortamda modellenmesini kapsamaktadır. Bu süreçte, yapı bilgisayar destekli tasarım (CAD) programları kullanılarak üç boyutlu bir katı model haline

getirilir. Ardından, bu model; geometrik yapısına, boyutuna ve karmaşıklığına göre çok sayıda küçük ve düzenli alt birimlere bölünür. Bu bölünme işlemi sonucunda elde edilen ağ yapı, literatürde mesh olarak adlandırılmaktadır (87,88).

Analiz edilecek fiziksel yapı –ister katı ister sıvı ya da gaz formunda olsun– sonlu elemanlar adı verilen bu alt yapılara ayrılır. Her bir sonlu eleman, komşu elemanlara düğüm noktaları (node) aracılığıyla bağlanır (81). Bu düğüm noktaları, genellikle elemanların birleştiği kenar veya köşe noktalarında yer alır ve gerilme ile şekil değişikliği gibi mekanik etkilerin bir elemandan diğerine aktarılmasını sağlar. Bu sayede, yapı üzerindeki yüklerin tüm sistem üzerindeki etkileri simüle edilebilir (79).

Düğüm noktalarının tanımlanması sırasında sınır koşulları (boundary conditions) da belirlenir. Bu koşullar, sistemin hangi bölgelerden sabitlendiğini ve hangi noktalardan kuvvet uygulandığını ortaya koyar. Ayrıca sınır koşulları; deplasman, gerilme ve diğer mekanik parametrelerin sınırlandırılması açısından da büyük önem taşır (81).

Ağ yapının küçük parçalara ayrılması, yani eleman sayısının artırılması, genellikle analiz doğruluğunu artırır. Ancak bu durum aynı zamanda hesaplama süresini uzatır ve daha fazla işlem gücü gerektirir. Bu nedenle analiz öncesinde hassasiyet ile işlem maliyeti arasında bir denge gözetilerek ağ yoğunluğu belirlenmelidir (87,89).

2.6.7.4.2. Analiz Aşaması: Verilerin Yazılıma Aktarılması

Sonlu elemanlar analizinde, modelleme sürecinden sonra ikinci aşama, verilerin analiz yazılımına yüklenmesiyle başlar. Bu aşamada, oluşturulan katı model üzerindeki her bir elemanın fiziksel ve mekanik özellikleri ile yükleme koşulları sisteme tanımlanır. Elemanların mekanik davranışlarını belirlemek amacıyla; elastisite modülü (Young's Modulus) ve Poisson oranı gibi malzeme karakteristikleri kullanılır (79,81).

Yükleme koşullarının belirlenmesiyle birlikte, uygulanacak dış kuvvetin büyüklüğü, yönü ve uygulama açısı net olarak tanımlanmalıdır. Bu bilgiler, yapıya uygulanacak dış etkilerin modele doğru şekilde yansıtılmasını sağlar (79,81).

Modelin her bir elemanı, analiz edilmek istenen yapının temel özelliklerini temsil edecek şekilde yapılandırıldığından; elemanlar üzerinde yapılan yüklemeler sonucunda elde edilen tepkiler, tüm yapının davranışını simüle eder. Bu süreçte oluşan tüm sayısal veriler yazılım içerisinde kayıt altına alınır ve sonraki değerlendirme aşaması için saklanır (79,81).

2.6.7.4.3. Analizin Çözümlemesi: Post-processing

Sonlu elemanlar analiz sürecinin son aşaması olan post-processing, yapılan sayısal çözümlemelerin değerlendirilmesini kapsar. Bu aşamada, daha önce modellenen ve yükleme koşulları tanımlanan yapının tüm bileşenleri üzerinde gerçekleştirilen hesaplamaların sonuçları yorumlanır. Her bir elemanın ayrı ayrı çözümlemesi, tüm modelin mekanik tepkisinin bütüncül olarak ortaya konmasını sağlar (64,79).

Uygulanan farklı yükleme senaryoları doğrultusunda, modele ait çeşitli fiziksel büyüklükler hesaplanır. Bu çıktılar arasında asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme miktarları (displacements), deformasyon düzeyleri ve eşdeğer (Von Mises) gerilimler (equivalent stresses) gibi veriler yer alır (64,76,79,81).

Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi sırasında, yapıda kullanılan malzemenin mekanik karakteristikleri dikkate alınarak uygun stres kriteri seçilir. Örneğin, kırılma özelliği gösteren yapılar için (kemik dokusu, greft materyalleri, porselen gibi) değerlendirme çoğunlukla asal gerilim değerleri üzerinden yapılır. Buna göre, elde edilen maksimum principal stress, yapıdaki en yüksek çekme gerilimini; minimum principal stress ise en fazla sıkışma etkisini ifade eder.

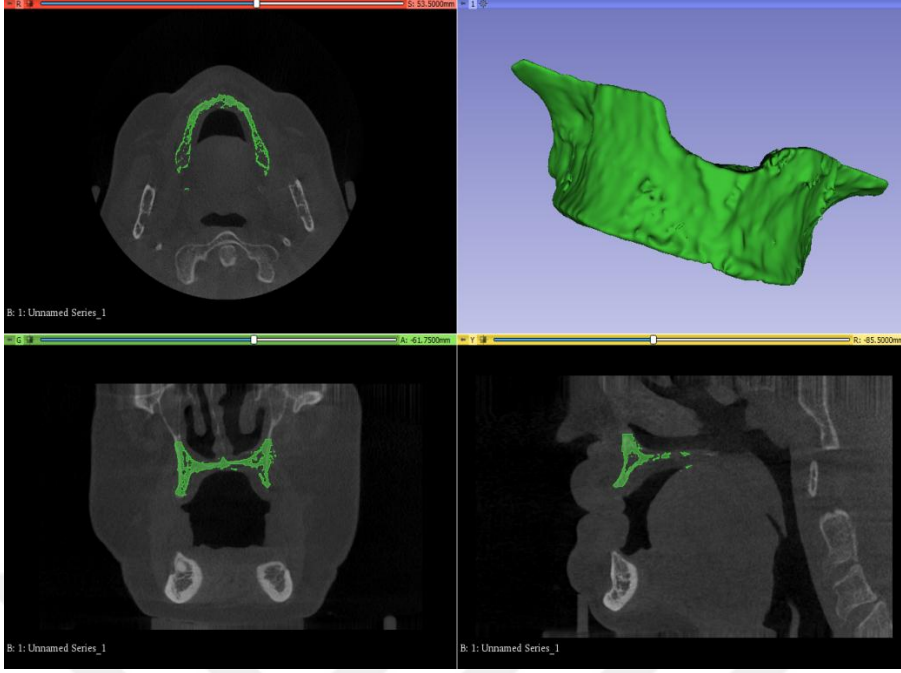
Buna karşılık, sünek davranış gösteren malzemeler (örneğin metaller) için değerlendirme kriteri genellikle Von Mises gerilmesi olur. Bu değer, tüm yapı üzerinde oluşan karmaşık gerilme durumlarının tek bir eşdeğer gerilme değeri ile

ifade edilmesini sağlar ve yapının plastik sınırına ulaşp ulaşmadığı hakkında bilgi verir (64,76,79,81,90,91).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ile Tinus Technologies (Ankara, Türkiye) iş birliğinde yürütülmüştür. Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenerek matematiksel olarak uygun katı ağ modeline dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (SEA) modellerinin oluşturulması ve stres analizlerinin gerçekleştirilmesi, 2.50 GHz saat hızına sahip 11. Nesil Intel (R) Core (TM) i9-11900 işlemci ve 64 GB ECC bellek ile donatılmış bir bilgisayar ortamında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan kemik modeli, Visible Human Project (The National Library of Medicine, FACT SHEETS Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, ABD) veri seti temel alınarak hazırlanmıştır. Maksilla kemik modelinin bilgisayarlı tomografi verilerinden elde edilmesi, 3DSlicer yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Tomografi verilerinden STL formatındaki üç boyutlu modelin oluşturulması sürecinde yine 3DSlicer yazılımından yararlanılmıştır. Tersine mühendislik uygulamaları ve üç boyutlu CAD tasarım işlemleri Blender yazılımı aracılığıyla gerçekleştirilmiş, katı modellerin analiz için uygun hale getirilmesi ve optimize edilmiş ağ yapısının hazırlanması ise ALTAIR Hypermesh yazılımı kullanılarak sağlanmıştır. Sonlu elemanlar analizlerinin çözümünde ise ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, ABD) çözücüsü tercih edilmiştir.



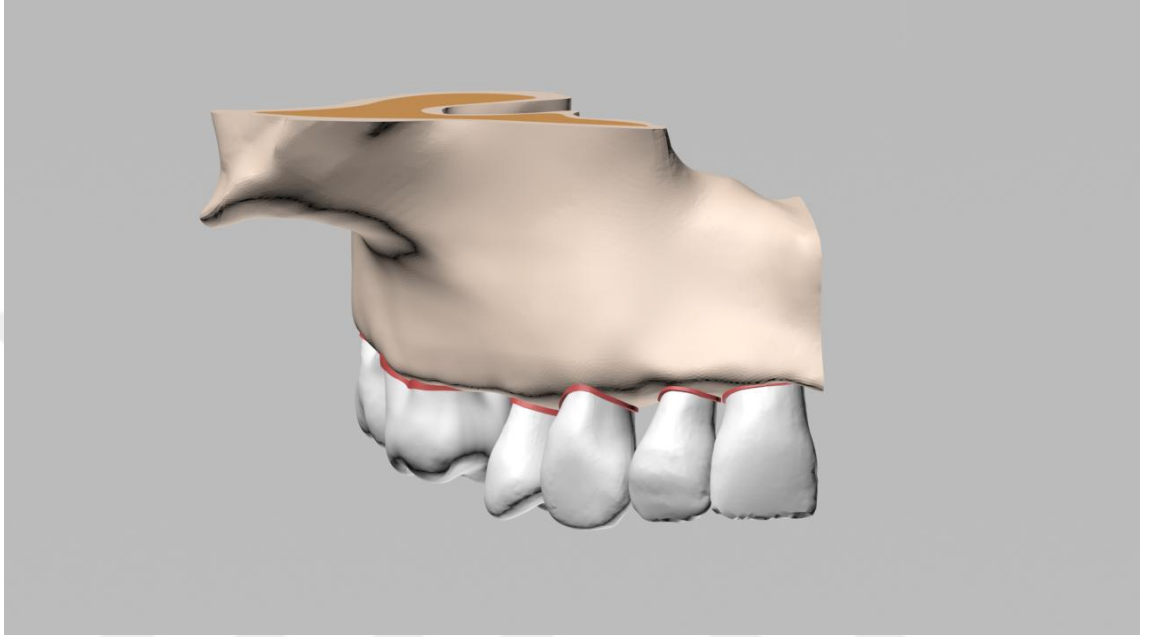
Şekil 1: .stl Model Elde Edilmesi İçin Kullanılan Tomografi Verileri

3.1.Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Mukozanın Modellenmesi

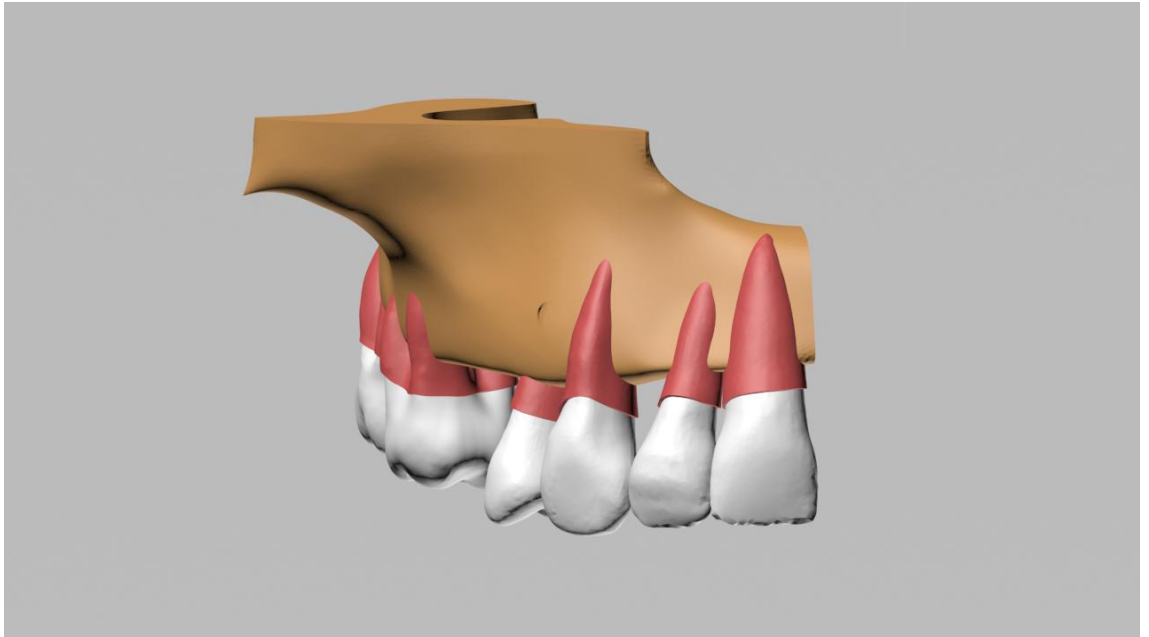
Çalışmada kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulmasında, Visible Human Project'e ait bilgisayarlı tomografi (BT) verileri temel alınmıştır (Şekil 1). Tomografi verileri, 0.33 mm kesit kalınlığında rekonstrükte edilmiş ve elde edilen DICOM (.dcm) formatındaki görüntüler, 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verileri, 3DSlicer ortamında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılmıştır (Threshold Aralığı: 426,50 – 3193,04). Segmentasyon sürecinde istenmeyen bölgeler ve görüntü artefaktları, 'Erase' ve 'Scissors' araçları kullanılarak veri setinden temizlenmiştir. Bu aşamada, uygun eşik değerlerinin belirlenmesi ve istenmeyen yapıların ayıklanması sürecin en zorlu kısmını oluşturmuştur. Uygun şekilde segmentlere ayrılan görüntüler, segmentasyon işlemi tamamlandıktan sonra üç boyutlu modellere dönüştürülmüş ve STL formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu maksilla kortikal kemik modelinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik modeli oluşturulmuştur (Şekil 2). Ayrıca kortikal kemik modelinin dış yüzeyine doğru belirli bir offset uygulanarak mukoza modeli elde edilmiştir (Şekil

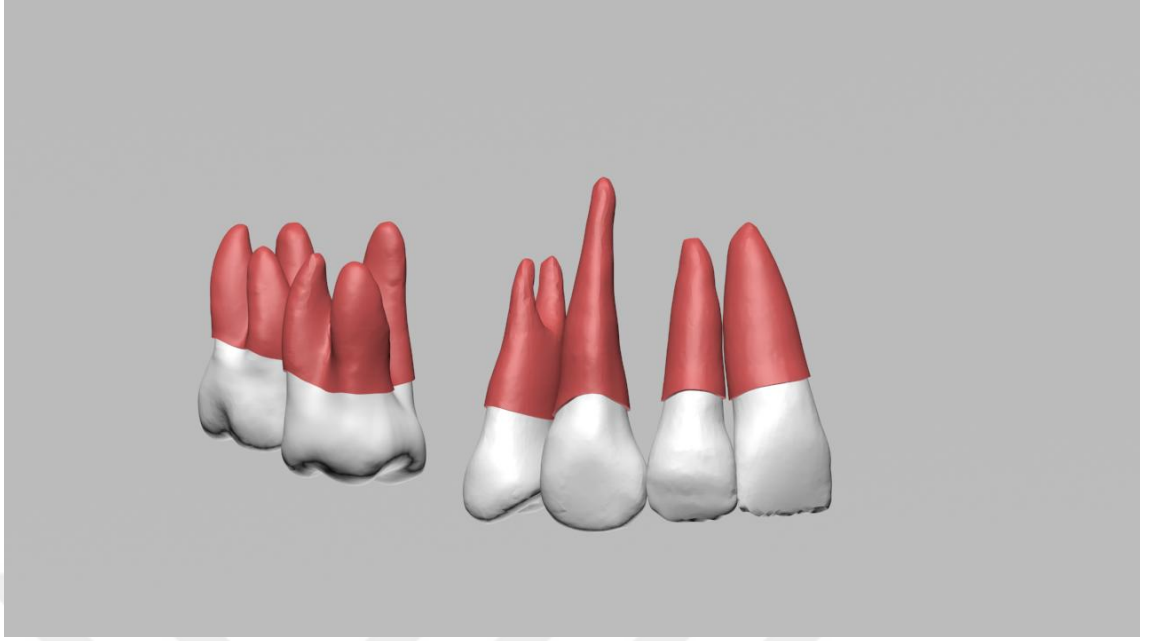
3). Periodontal ligament (PDL) modeli ise dişlerin dış yzeylerinden 0.25 mm offset uygulanarak oluşturulmuştur (şekil 4). Tm bu hazırlanan modeller, Blender yazılımını kullanarak uę boyutlu uzayda doğru konumlara yerleştirilmiş ve bzylece modelleme sycrci tamamlanmıştır.



şekil 2: Kortikal Kemik



şekil 3: Trabekiler Kemik



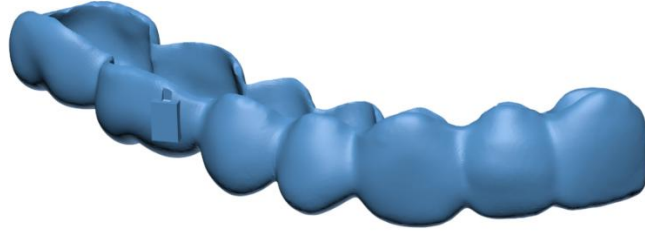
Şekil 4: Dişler ve PDL

3.2.Şeffaf Plak, Ataşman, Power Arm ve Butonun Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

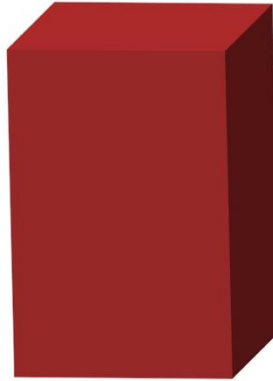
Şeffaf plak, ataşman, power arm ve buton belirli ölçü ve kalınlıklar esas alınarak Blender (Blender Foundation, Holanda) yazılımında modellenmiştir. Şeffaf plak tüm çalışma modelleri için, dişler ve ataşmanların dış yüzeyinden offset oluşturacak şekilde 0.75 mm kalınlığında modellenmiştir (Şekil 5-6). Kullanılan ataşman yüksekliği 3 mm, genişliği 2 mm, kalınlığı 1 mm olacak şekilde modellenmiştir (Şekil 7). 6 mm, 8 mm, 10 mm uzunluklarında üç farklı power arm modellenmiştir (Şekil 8).



Şekil 5: Şeffaf Plak 1 (bukkal cut-out ve palatinal konvansiyonel dikey ataşman ile)



Şekil 6: Şeffaf Plak 2 (bukkal konvansiyonel dikey ataşman ile)



Şekil 7: Ataşman (3 mm yükseklik, 2 mm genişlik, 1 mm kalınlık)



Şekil 8: Power Arm

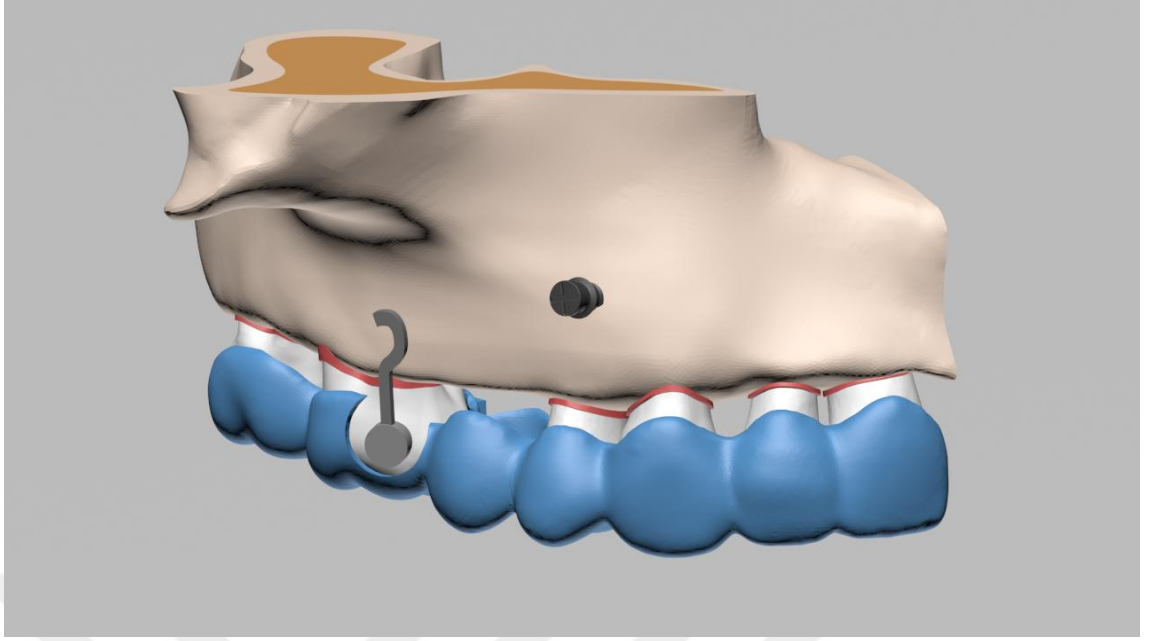
3.2.1. Çalışma Modelleri:

Ataşmanların bukkal ve palatinal yüzeylerdeki konumları, buton kullanım durumu ile çeşitli power arm uzunlukları dikkate alınarak toplam altı farklı çalışma modeli oluşturulmuştur.

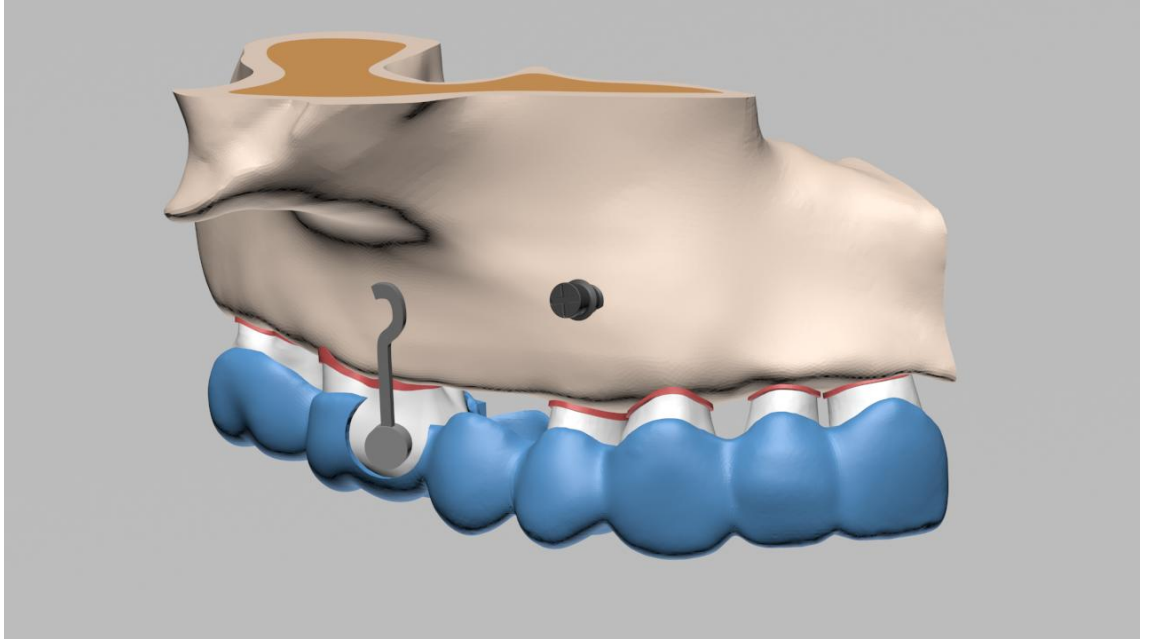
MODELLER

Model 1	Bukkal taraftaki cut out bölgesinde 6 mm'lik power arm ve palatinal tarafta 3×2×1 mm boyutlarında konvansiyonel dikey ataşman bulunan, 0.75 mm kalınlığındaki şeffaf plaklarda; kanin ve premolar dişler arasına yerleştirilen mini vidadan power arm üzerine 200 g'lık mezial yönlü kuvvetin uygulandığı ve her bir plak için 1. moların 5 numaralı diş boşluğuna doğru 0.2 mm'lik mezial hareketin planlandığı senaryodur. Bu senaryoda birinci, beşinci ve onuncu plaklar değerlendirilmiştir (Şekil 9).
Model 2	Bukkal taraftaki cut out bölgesinde 8 mm'lik power arm ve palatinal tarafta 3×2×1 mm boyutlarında konvansiyonel dikey ataşman bulunan, 0.75 mm kalınlığındaki şeffaf plaklarda; kanin ve premolar dişler arasına yerleştirilen mini vidadan power arm üzerine 200 g'lık mezial yönlü kuvvetin uygulandığı ve her bir plak için 1. moların 5 numaralı diş boşluğuna doğru 0.2 mm'lik mezial hareketin planlandığı senaryodur. Bu senaryoda birinci, beşinci ve onuncu plaklar değerlendirilmiştir (Şekil 10).
Model 3	Bukkal taraftaki cut out bölgesinde 10 mm'lik power arm ve palatinal tarafta 3×2×1 mm boyutlarında konvansiyonel dikey ataşman bulunan, 0.75 mm kalınlığındaki şeffaf plaklarda; kanin ve premolar dişler arasına yerleştirilen mini vidadan power arm üzerine 200 g'lık mezial yönlü kuvvetin uygulandığı ve her bir plak için 1. moların 5 numaralı diş boşluğuna doğru 0.2 mm'lik mezial hareketin planlandığı senaryodur. Bu senaryoda birinci, beşinci ve onuncu plaklar değerlendirilmiştir (Şekil 11).
Model 4	6 mm'lik power armın ve bukkal taraftaki 3×2×1 mm boyutlarında konvansiyonel dikey ataşmanın içinde yerleştirildiği, 0.75 mm kalınlığındaki şeffaf plaklarda; kanin ve premolar dişler arasına konumlandırılan mini vidadan power arm üzerine 200 g'lık mezial yönlü kuvvetin uygulandığı ve her bir plak için 1. moların 5 numaralı diş boşluğuna doğru 0.2 mm'lik mezial hareketin planlandığı senaryodur. Bu senaryoda birinci, beşinci ve onuncu plaklar değerlendirilmiştir (Şekil 12).
Model 5	8 mm'lik power armın ve bukkal taraftaki 3×2×1 mm boyutlarında konvansiyonel dikey ataşmanın içinde yerleştirildiği, 0.75 mm kalınlığındaki şeffaf plaklarda; kanin ve premolar dişler arasına konumlandırılan mini vidadan power arm üzerine 200 g'lık mezial yönlü kuvvetin uygulandığı ve her bir plak için 1. moların 5 numaralı diş boşluğuna doğru 0.2 mm'lik mezial hareketin planlandığı senaryodur. Bu senaryoda birinci, beşinci ve onuncu plaklar değerlendirilmiştir (Şekil 13).
Model 6	10 mm'lik power armın ve bukkal taraftaki 3×2×1 mm boyutlarında konvansiyonel dikey ataşmanın içinde yerleştirildiği, 0.75 mm kalınlığındaki şeffaf plaklarda; kanin ve premolar dişler arasına konumlandırılan mini vidadan power arm üzerine 200 g'lık mezial yönlü kuvvetin uygulandığı ve her bir plak için 1. moların 5 numaralı diş boşluğuna doğru 0.2 mm'lik mezial hareketin planlandığı senaryodur. Bu senaryoda birinci, beşinci ve onuncu plaklar değerlendirilmiştir (Şekil 14).

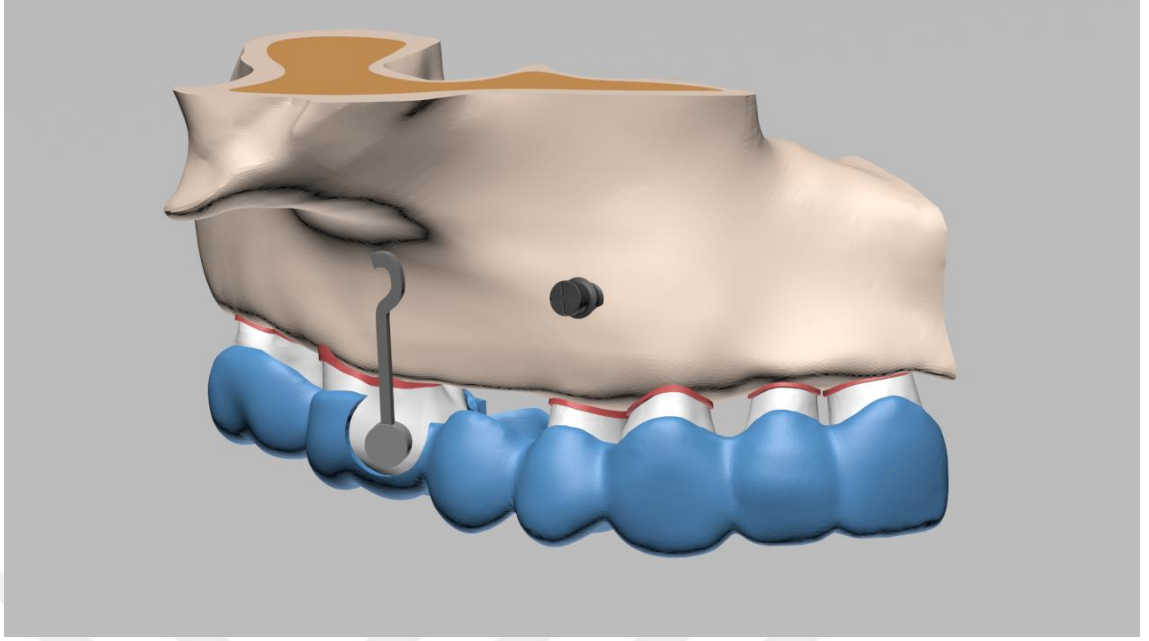
Tablo 1: Çalışma Modelleri



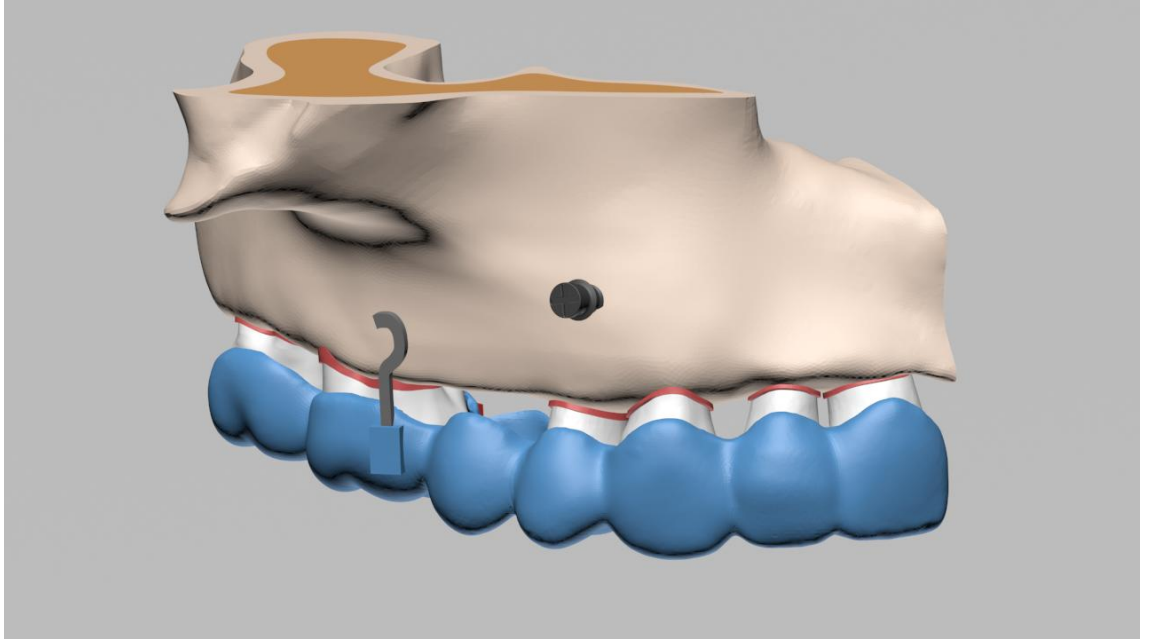
Şekil 9: Model 1 (6 mm power arm + bukkalde buton + palatinalde ataşman)



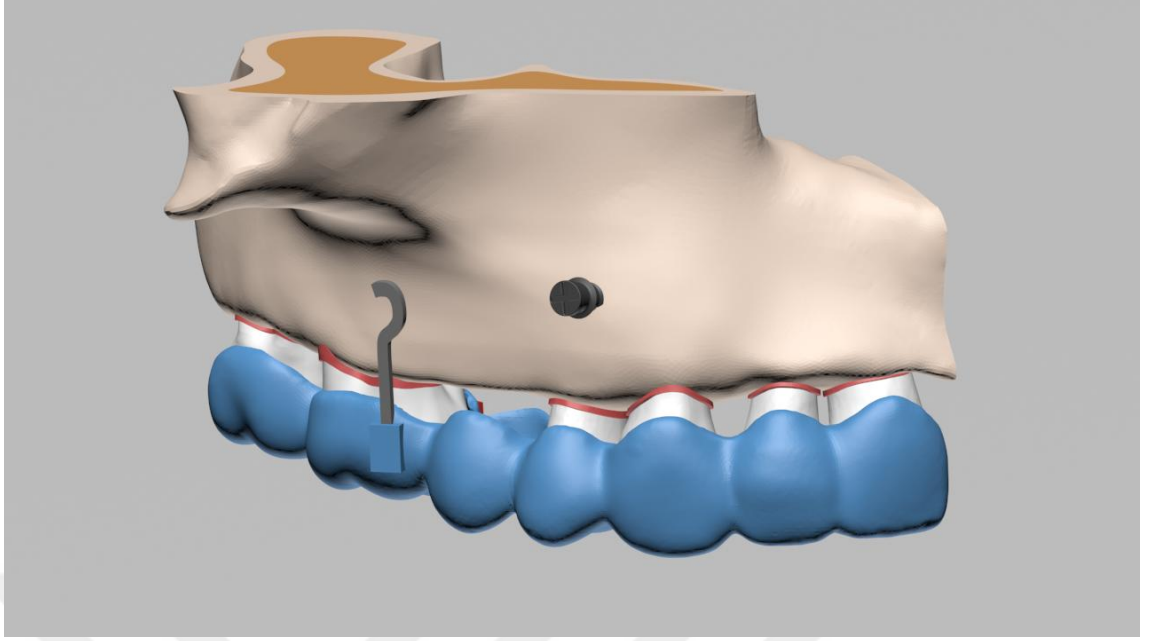
Şekil 10: Model 2 (8 mm power arm + bukkalde buton + palatinalde ataşman)



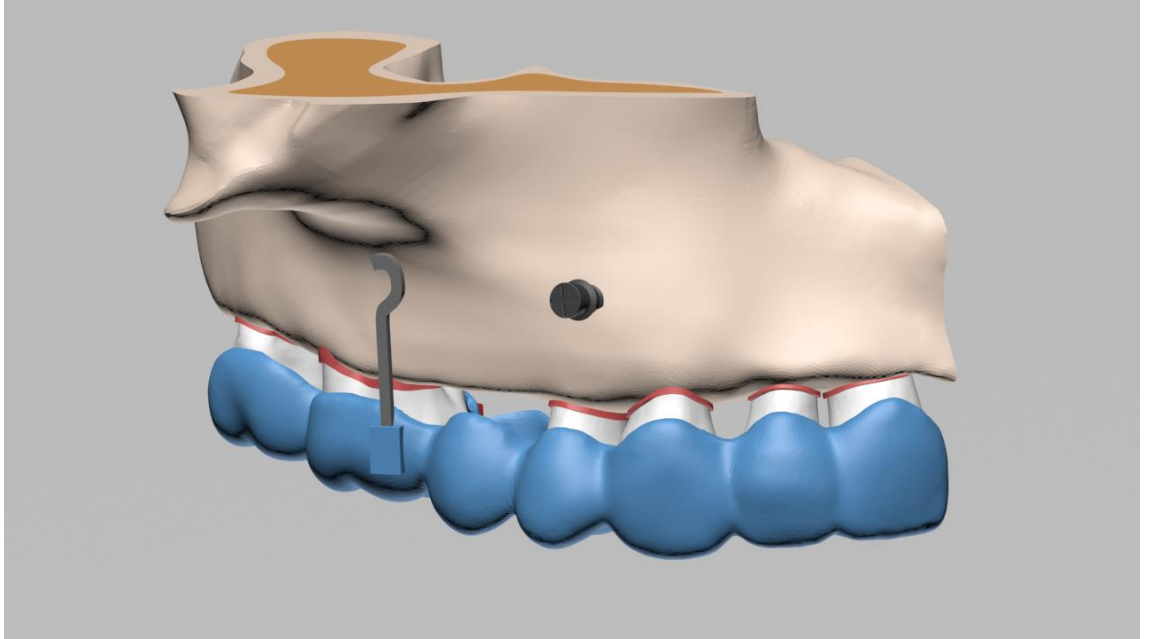
Şekil 11: Model 3 (10 mm power arm + bukkalde buton + palatinalde ataşman)



Şekil 12: Model 4 (6 mm power arm + bukkalde ataşman)



Şekil 13: Model 5 (8 mm power arm + bukkalde ataşman)



Şekil 14: Model 6 (10 mm power arm + bukkalde ataşman)

3.2.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

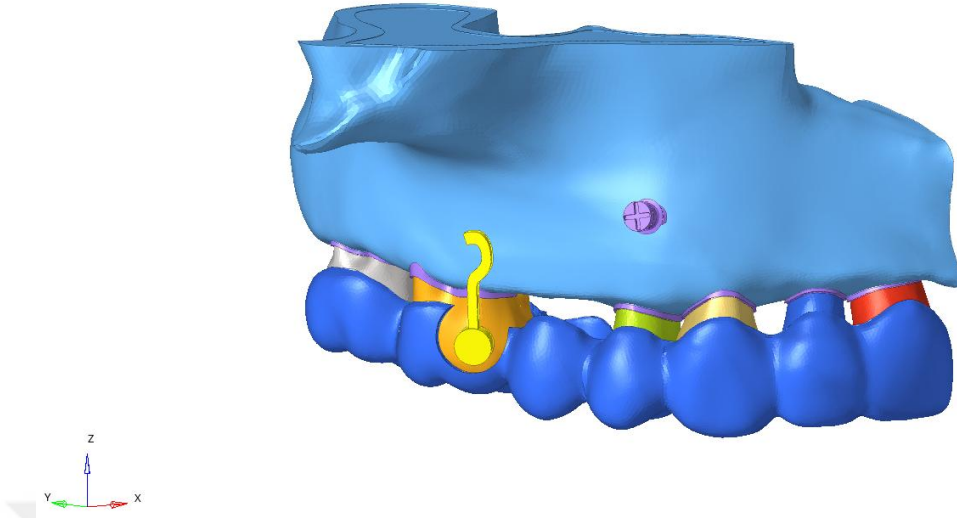
Matematiksel modeller, geometrik modellerin “mesh” adı verilen küçük ve basit elemanlara bölünmesiyle elde edilmektedir. Blender yazılımında üç boyutlu

modelleme işlemleri tamamlandıktan sonra, oluşturulan geometrik modeller ALTAIR Hypermesh yazılımına aktarılmış ve burada matematiksel modellere dönüştürülerek analiz için uygun hale getirilmiştir (Şekil 15-16). Bu çalışma kapsamında, matematiksel modellerin (mesh yapıların) oluşturulmasında oldukça hassas bir aralık olan 0.1–0.25 mm boyutlarında tria (üçgen) mesh elemanları tercih edilmiştir. Tüm modellerin yüzey mesh'leri üçgen elemanlardan oluşacak şekilde hazırlanmış, katı objeler ise tetrahedral (düzgün dörtyüzlü) tipte katı mesh yapısı kullanılarak mesh'lenmiştir (Tablo 2).

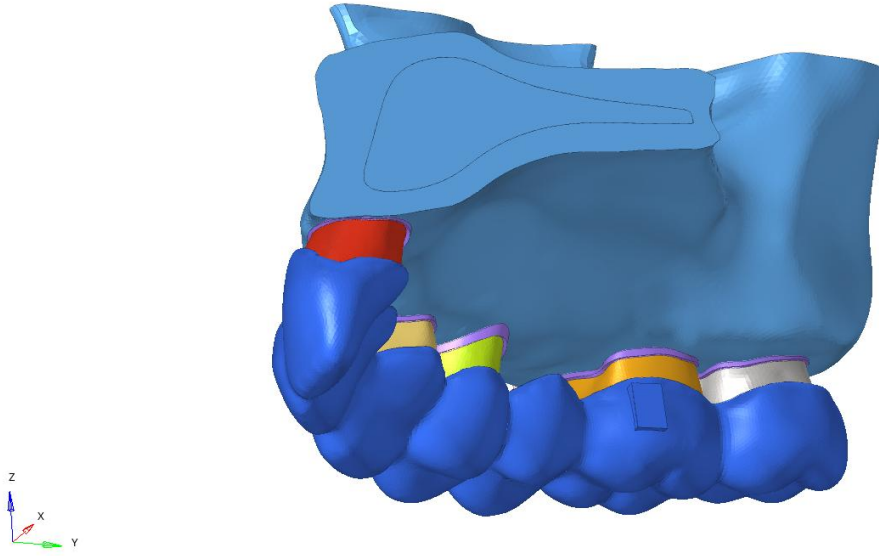
Malzeme	Elastik Modülü	Poisson Oranı [ν]	[MPa]
Kortikal Kemik	Ex = 12600 Ey = 19400 Ez = 12600	Vxy = 0.25 Vyz = 0.39 Vxz = 0.30	Gxy = 5700 Gyz = 5700 Gxz = 4850
Trabekuler Kemik	Ex = 1148 Ey = 1148 Ez = 210	Vxy = 0.32 Vyz = 0.05 Vxz = 0.05	Gxy = 434 Gyz = 68 Gxz = 68
Şeffaf plak	528	0.36	
Ataşman	12500	0.36	
Diş	19890	0.31	
PDL	0.69	0.49	
Paslanmaz Çelik	193 000	0.3	

Tablo 2: Malzeme Özellikleri

Analiz sürecinin yürütülebilmesi amacıyla, ALTAIR Hypermesh ortamında hazırlanan bu matematiksel modeller, sonlu elemanlar çözümleyicisi olarak ALTAIR Optistruct yazılımına aktarılmış ve gerekli hesaplamalar bu platform üzerinden gerçekleştirilmiştir.



Şekil 15: Power arm ile modelleme (Bukkalden)



Şekil 16: Power arm ile modelleme (Palatinalden)

3.2.3. Malzeme Tanımları

Analizlerde, elastik modül ve Poisson oranı bilinen malzemeler için lineer malzeme özellikleri esas alınmıştır. Kortikal ve trabeküler kemik modelleri anizotropik malzeme özellikleri ile tanımlanmış olup, diğer tüm bileşenler izotropik malzeme davranışı varsayımıyla modellenmiştir. Analizi yapılan tüm yapıların malzeme

parametreleri sayısal olarak tanımlanarak, hesaplamalarda gerçeğe en yakın sonuçların elde edilmesi hedeflenmiştir.

3.2.4. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Bu çalışmada, şeffaf plak tedavisinin birinci plak, beşinci plak ve onuncu plak sonrası durumları simüle edilmiştir.

Bu kapsamda, birinci molar dişin mezial hareketi hedeflenmiş ve bir plak için 0.2 mm'lik aktivasyonu temsil edecek şekilde plaklara kuvvet uygulanmıştır. Ayrıca, power arm'dan minivida'ya yönelen elastik kuvveti temsil edebilmek amacıyla modele 200 gramlık elastik kuvvet tanımlanmıştır (Şekil 17-19).

Analiz iki aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir:

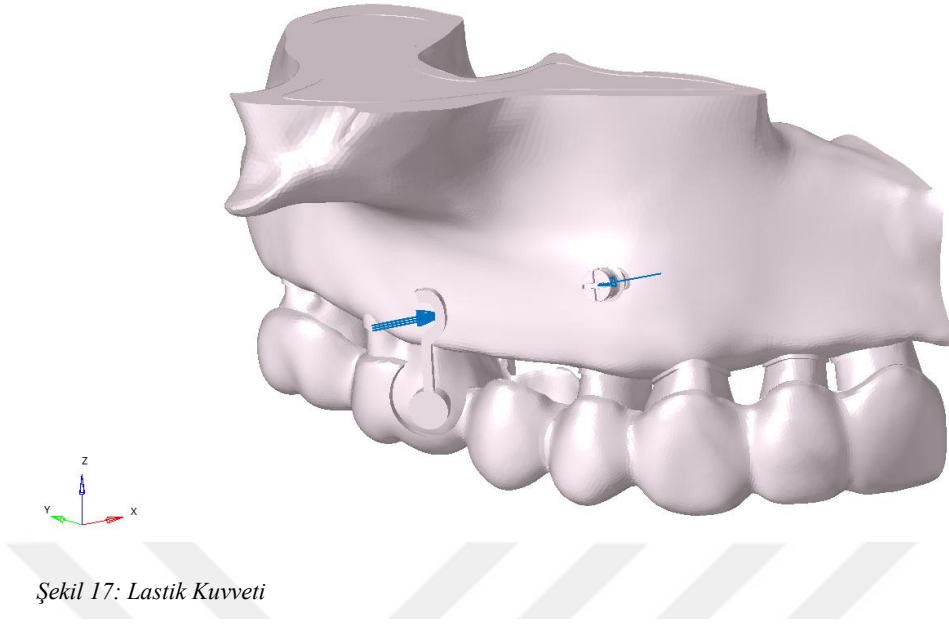
Birinci aşama: 0.2 mm'lik plak aktivasyonu ve 200 g elastik kuvvetin kombine etkisiyle oluşan reaksiyon kuvvetleri elde edilmiştir (Şekil 18).

İkinci aşama: Hesaplanan bu reaksiyon kuvvetleri, ikinci molar dişin yüzeylerine geri uygulanarak yükleme işlemi gerçekleştirilmiştir.

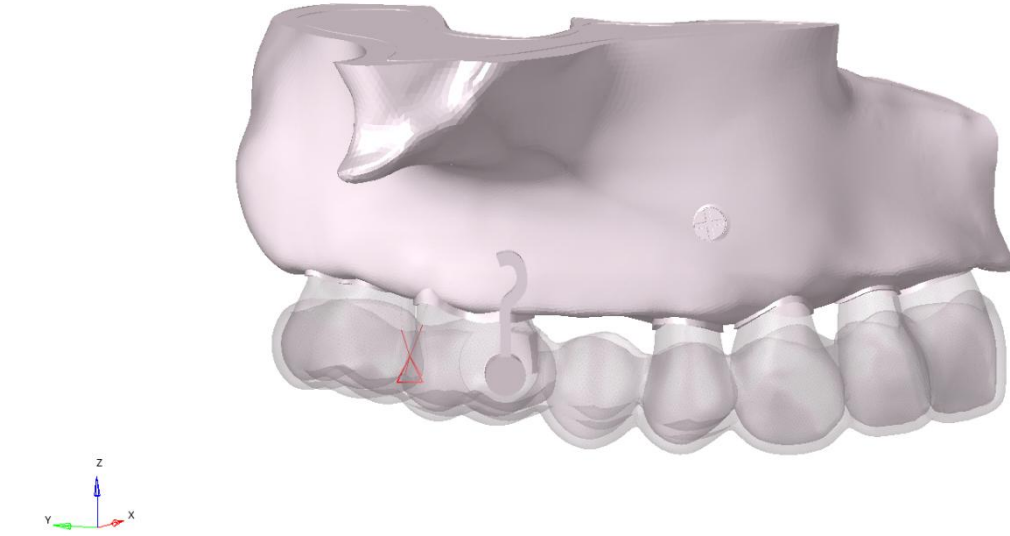
Bu ters yükleme yöntemi sayesinde, klinik koşullara benzer biçimde plak deformasyonuna bağlı kuvvet aktarımı modellenmiştir.

Modelde yer alan tüm bileşenlere, X eksenini yönünde normal kuvvet bileşenleri ve Y-Z düzlemine göre simetrik sınır koşulları atanmıştır. Ek olarak, maksillanın superior bölgesindeki düğüm noktaları, her üç uzaysal ekseninde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

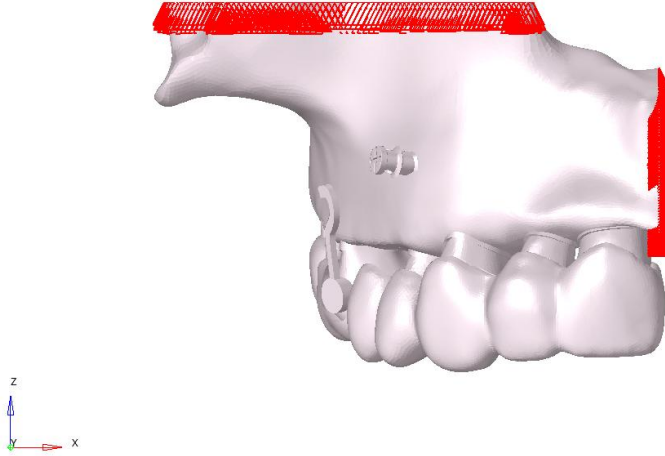
Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında toplam altı adet non-lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 17: Lastik Kuvveti



Şekil 18: Şeffaf Plak Aktivasyonu



Şekil 19: Sabitleme Koşulu

3.2.5. Kantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan altı analiz modeli için bilgiler Tablo 3'te paylaşılmıştır.

	Total # of Nodes (Düğüm Sayısı)	Total # of Elements(Toplam Eleman Sayısı)
Model 1	750046	3550408
Model 2	750192	3550912
Model 3	750487	3552229
Model 4	750214	3551007
Model 5	750360	3551511
Model 6	750655	3552828

Tablo 3: Düğüm Sayısı ve Eleman Sayısı

3.2.6. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin sağlıklı bir şekilde yürütülebilmesi ve güvenilir sonuçların elde edilebilmesi amacıyla, modeli oluşturan tüm parçaların birbirleriyle olan yüzey temas ilişkileri analiz yazılımı

içerisinde ayrıntılı şekilde tanımlanmıştır (Tablo 3). Şeffaf plak ile ataşman ve şeffaf plak ile diş ara yüzlerinde, temas bölgelerine $\mu = 0.2$ sürtünme katsayısına sahip kontağın tanımı yapılmıştır. Diş, periodontal ligament ve kemik temas bölgelerinde ise freeze tipi kontak tanımı kullanılmıştır. Bu yaklaşım, ilgili parçaların hareketi sırasında tam bir korelasyonla birlikte yer değiştirdiği varsayımına dayanmaktadır ve böylece biyomekanik davranışın gerçeğe yakın biçimde modellenmesi hedeflenmiştir.

4. BULGULAR

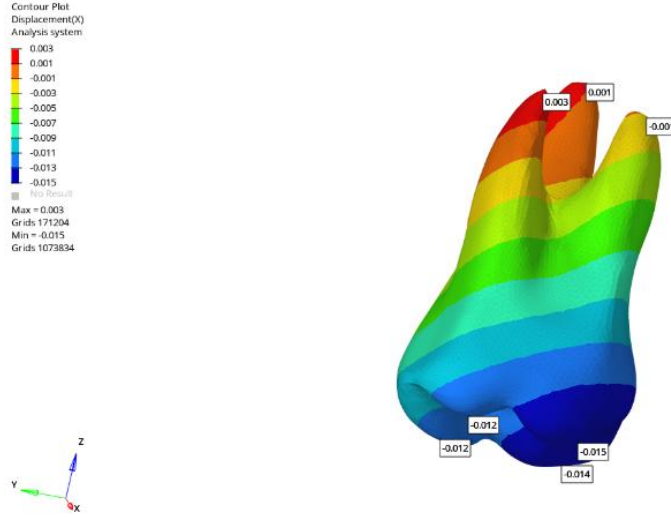
Bu tez çalışmasında şeffaf plakların farklı boyutlardaki power armlarla birlikte kullanılmasının maksiller molar mezializasyonunda etkinliğini değerlendirmek amacıyla kurgulanan altı farklı senaryo üzerinden sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Bu analiz ile maksiller birinci molar dişte gerçekleşen total yer değiştirme ile vertikal, transversal ve sagittal yönde meydana gelen yer değiştirme miktarları, plak başına 0.2 mm hareket kuvveti uygulayan 1., 5. ve 10. şeffaf plaklar üzerinden değerlendirilmiştir.

Analizde X eksenini bukkal-lingual yönü, Y eksenini ise mezio-distal yönü, Z eksenini oklüzal-gingival yönü ifade etmektedir. Renk skalasında görülen kırmızı renkli alanlar, 3 ekseninde en fazla hareketin gerçekleştiği bölgeleri, koyu mavi ile gösterilen alanlar ise zıt yönde en fazla yer değişiminin olduğu bölgeleri ifade etmektedir.

4.1. Birinci Modele Ait Bulgular

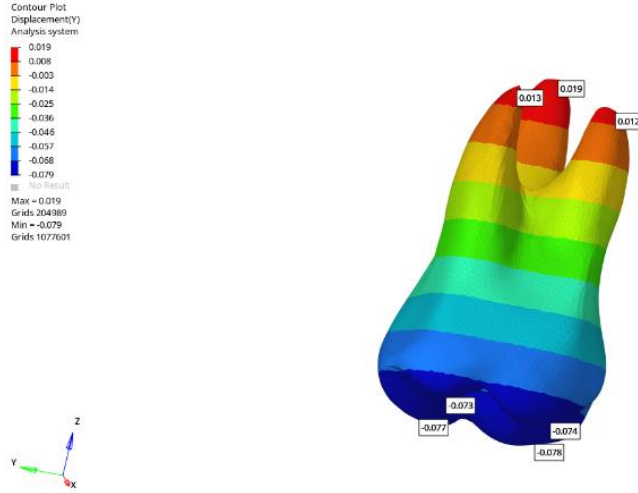
4.1.1. 1. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde yapılan hareket yönü değerlendirmelerine göre birinci molar dişin meziobukkal tüberkül tepesi (MBTT) 0,014 mm, distobukkal tüberkül tepesi (DBTT) 0,012 mm, meziopalatinal tüberkül tepesi (MPTT) 0,012 mm ve distopalatinal tüberkül tepesi (DPTT) 0,011 mm bukkal yönde hareket göstermiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,001 mm bukkal, DBKU 0,003 mm palatinal ve PKU 0,001 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 20).



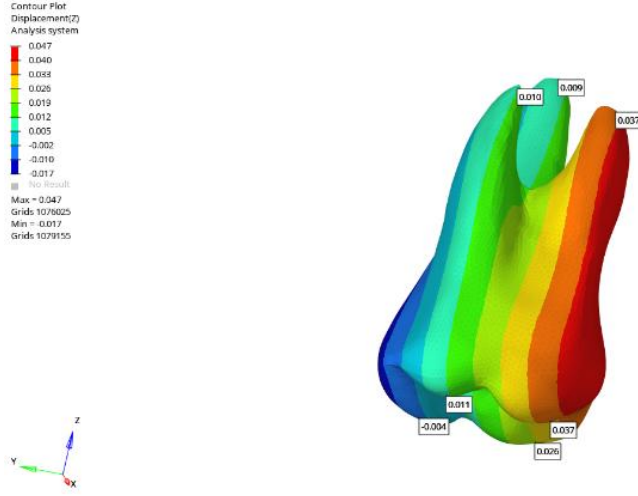
Şekil 20: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,072 mm, DBTT 0,071 mm, MPTT 0,075 mm ve DPTT 0,075 mm mezial yönde; MBKU 0,012 mm, DBKU 0,012 mm ve PKU 0,018 mm distal yönde hareket etmiştir (Şekil 21).



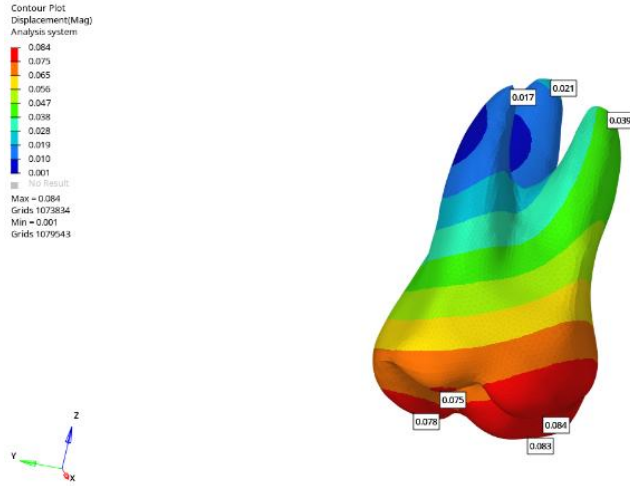
Şekil 21: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,035 mm, DBTT 0,010 mm ve MPTT 0,025 mm gingival, DPTT ise 0,004 mm oklüzal yönde; kök uçlarında MBKU 0,036 mm, DBKU 0,009 mm ve PKU 0,009 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 22).



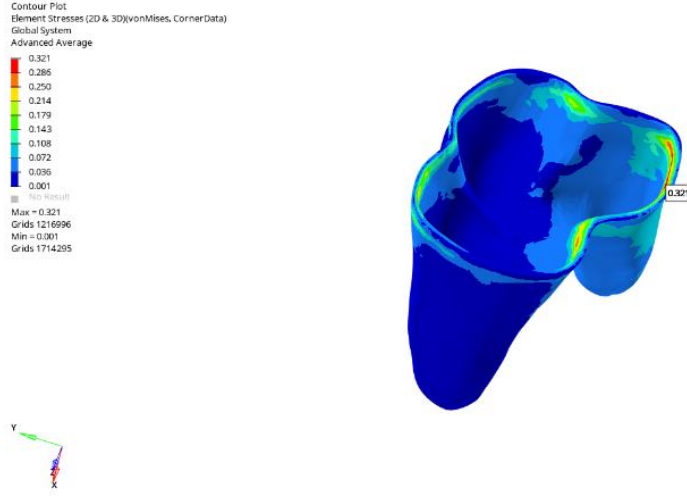
Şekil 22: Z eksen

Toplam deplasman değerleri incelendiğinde MBTT 0,081 mm, DBTT 0,073 mm, MPTT 0,080 mm ve DPTT 0,078 mm; MBKU 0,038 mm, DBKU 0,016 mm ve PKU 0,020 mm olarak bulunmuştur (Şekil 23).



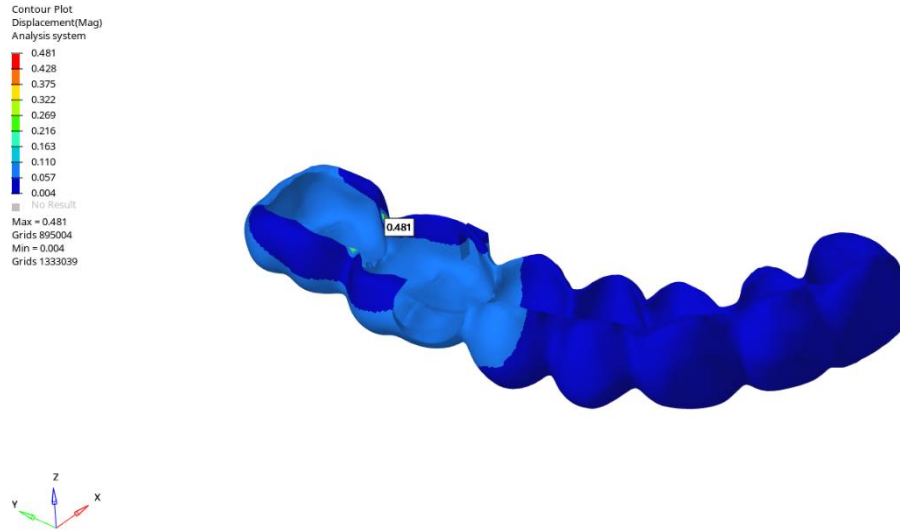
Şekil 23: Toplam Deplasman

Periodontal ligamentte (PDL) gözlenen von Mises stres değeri 0,311 MPa'dır (Şekil 24).



Şekil 24: Von Mises Stres Analizi

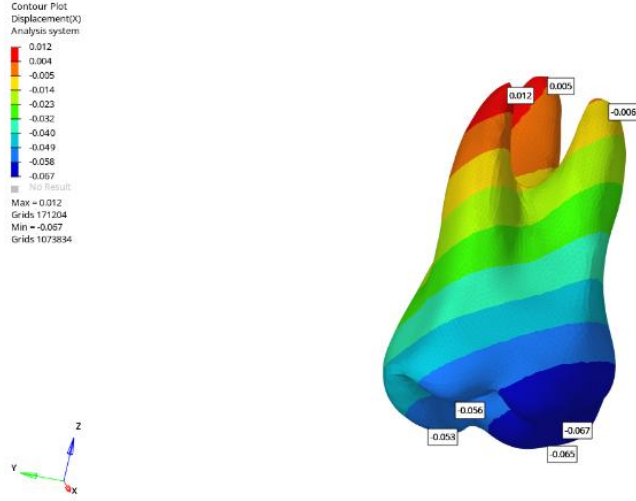
Plaktaki deplasman değeri 0,481 mm bulunmuştur (Şekil 25).



Şekil 25: Plaktaki Deplasman

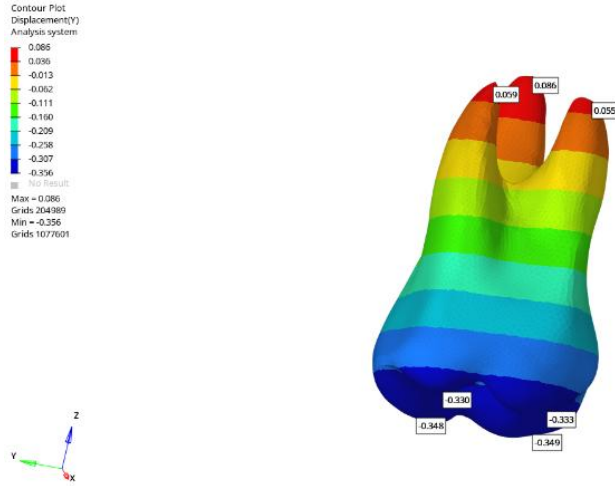
4.1.2. 5. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,065 mm, DBTT 0,054 mm, MPTT 0,063 mm ve DPTT 0,051 mm bukkal yönde hareket etmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,006 mm bukkal, DBKU 0,012 mm palatinal ve PKU 0,005 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 26).



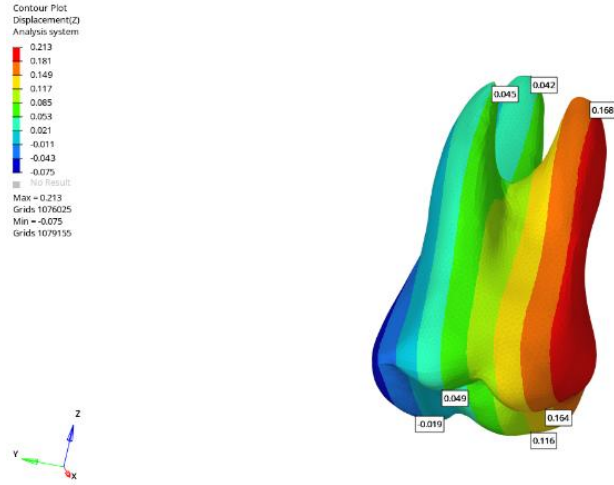
Şekil 26: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,323 mm, DBTT 0,320 mm, MPTT 0,339 mm ve DPTT 0,337 mm mezial yönde; MBKU 0,052 mm, DBKU 0,056 mm ve PKU 0,082 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 27).



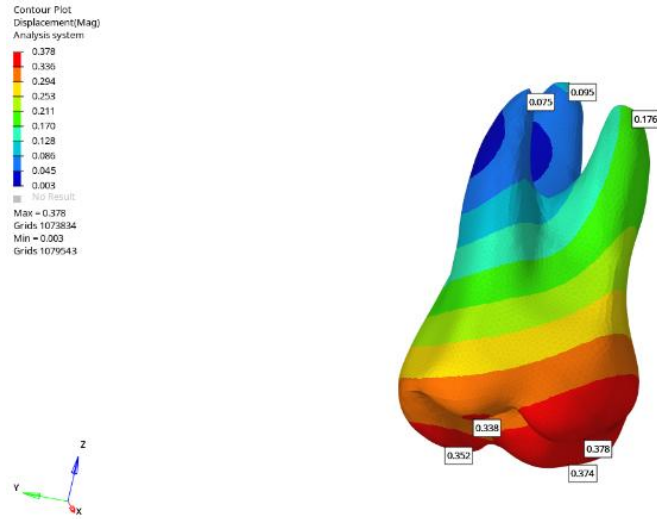
Şekil 27: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,158 mm, DBTT 0,047 mm, MPTT 0,111 mm gingival, DPTT 0,019 mm oklüzal yönde; MBKU 0,162 mm, DBKU 0,043 mm ve PKU 0,040 mm gingival yönde hareket etmiştir (Şekil 28).



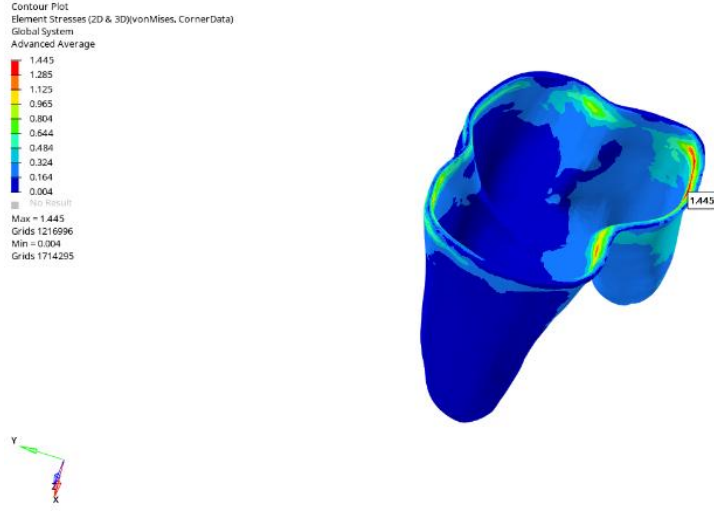
Şekil 28: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,366 mm, DBTT 0,328 mm, MPTT 0,362 mm ve DPTT 0,342 mm; MBKU 0,170 mm, DBKU 0,072 mm ve PKU 0,092 mm olarak saptanmıştır (Şekil 29).



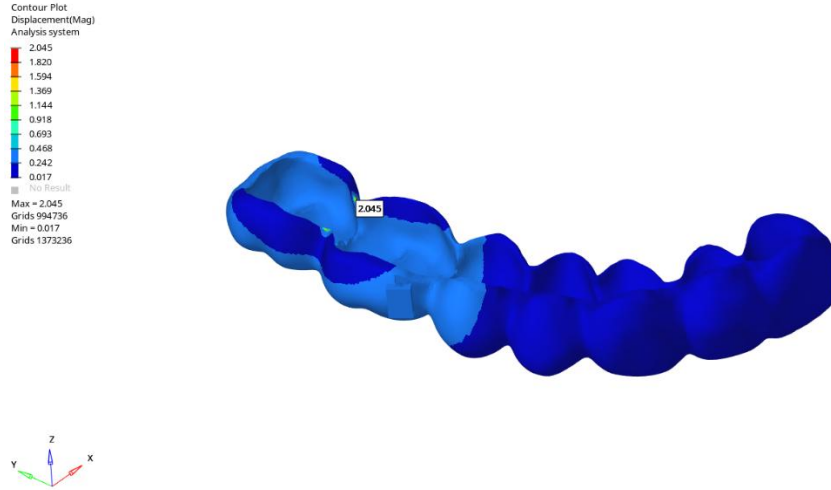
Şekil 29: Toplam Deplasman

PDL'deki von Mises stres değeri 1,403 MPa'dır (Şekil 30).



Şekil 30: Von Mises Stres Analizi

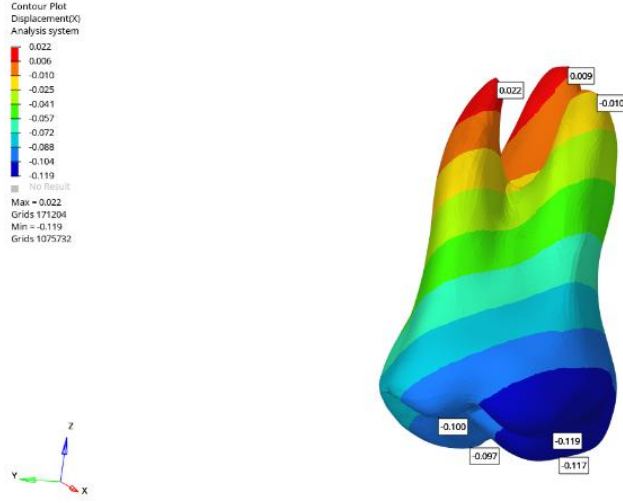
Plaktaki deplasman değeri 2,045 mm bulunmuştur (Şekil 31).



Şekil 31: Plaktaki Deplasman

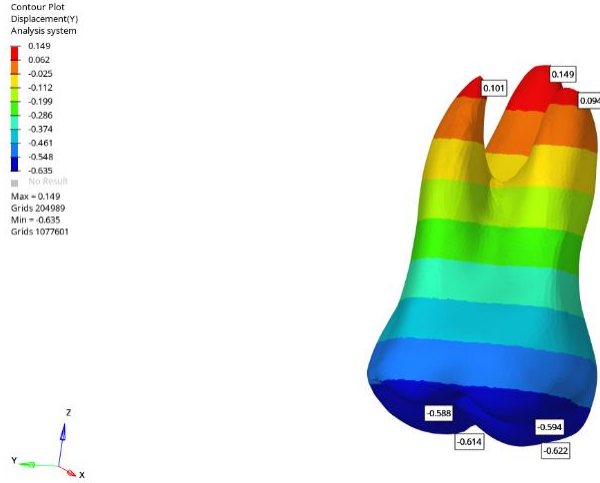
4.1.3. 10. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,123 mm, DBTT 0,103 mm, MPTT 0,121 mm ve DPTT 0,100 mm bukkal yönde yer değiştirmiştir. MBKU 0,011 mm bukkal, DBKU 0,023 mm palatinal ve PKU 0,009 mm palatinal yönde hareket etmiştir (Şekil 32).



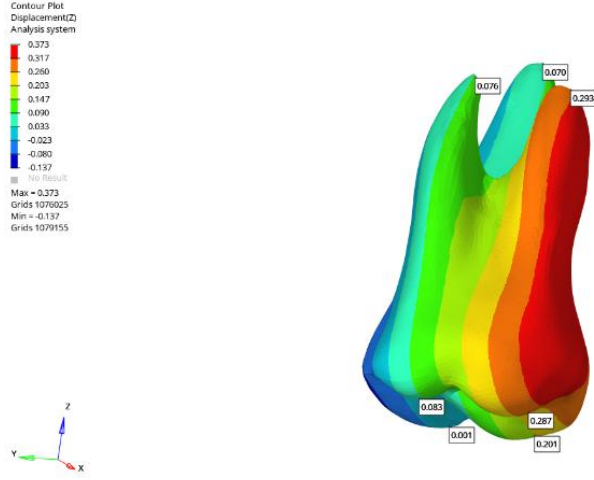
Şekil 32: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,617 mm, DBTT 0,611 mm, MPTT 0,647 mm ve DPTT 0,638 mm mezial yönde; MBKU 0,101 mm, DBKU 0,108 mm ve PKU 0,159 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 33).



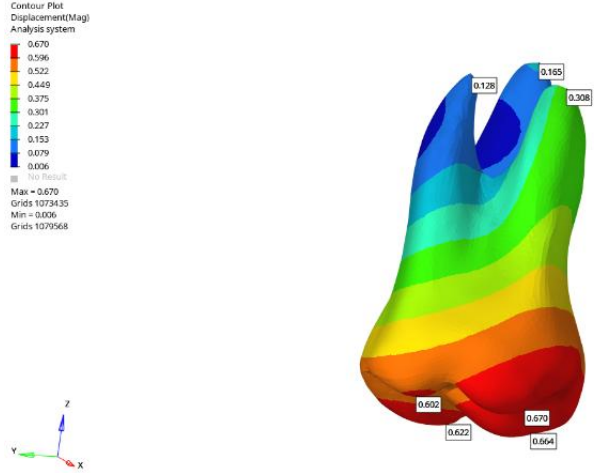
Şekil 33: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,304 mm, DBTT 0,090 mm, MPTT 0,214 mm ve DPTT 0,005 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,310 mm, DBKU 0,083 mm ve PKU 0,077 mm gingival yönde hareket göstermiştir (Şekil 34).



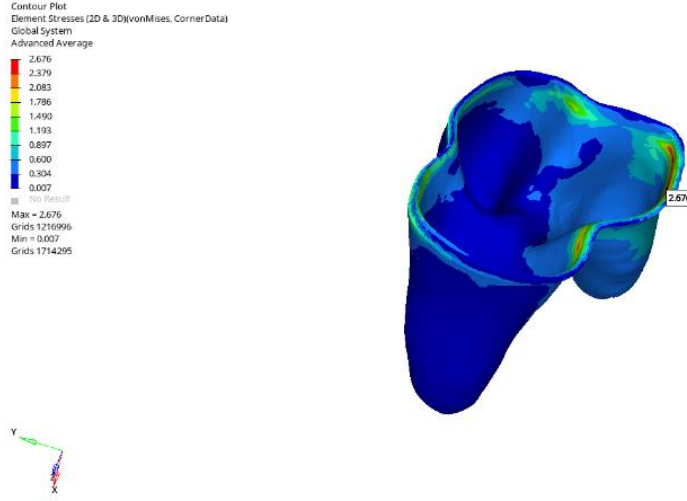
Şekil 34: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,694 mm, DBTT 0,623 mm, MPTT 0,687 mm ve DPTT 0,642 mm; MBKU 0,323 mm, DBKU 0,136 mm ve PKU 0,174 mm olarak saptanmıştır (Şekil 35).



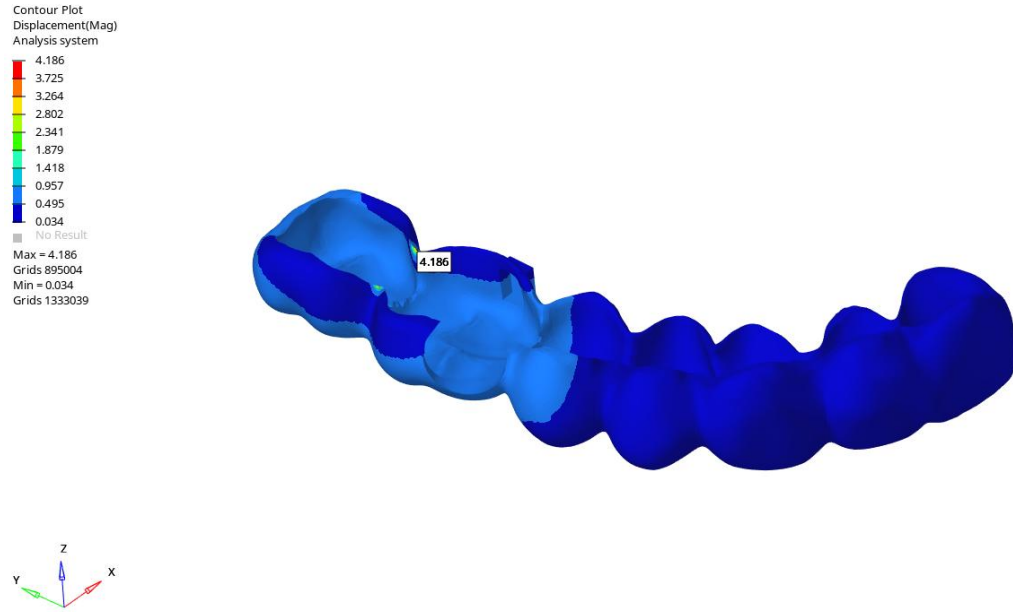
Şekil 35: Toplam Deplasman

PDL'de von Mises stres değeri 2,661 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 36).



Şekil 36: Von Mises Gerilim Analizi

Plaktaki deplasman değeri 4,186 mm bulunmuştur (Şekil 37).



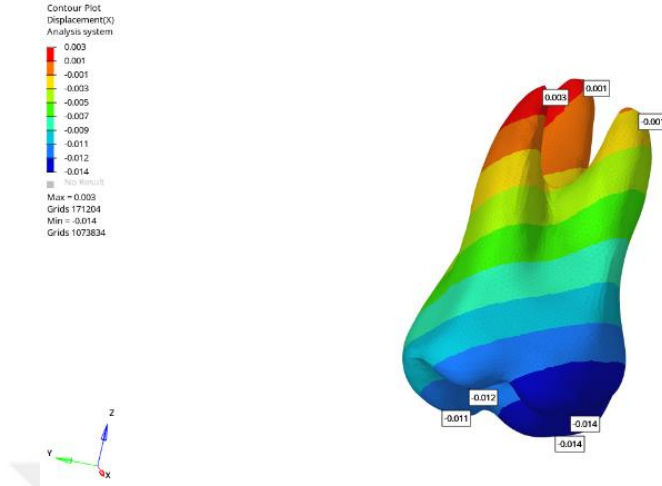
Şekil 37: Plaktaki Deplasman

4.2.İkinci Modele Ait Bulgular

4.2.1. 1. Plak Sonu Bulguları

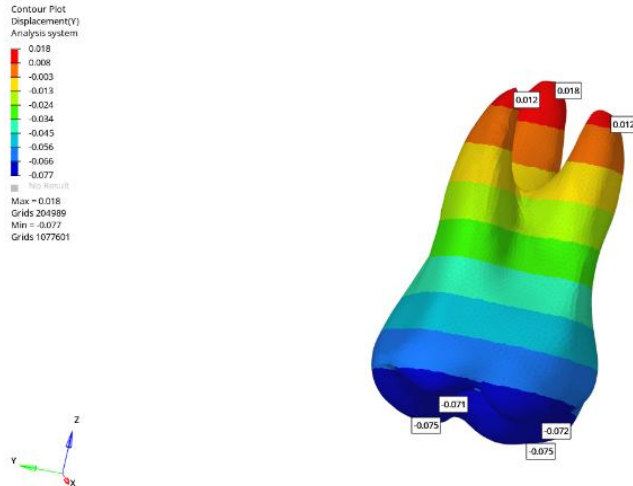
X ekseninde yapılan değerlendirmelerde meziobukkal tüberkül tepesi (MBTT) 0,014 mm, distobukkal tüberkül tepesi (DBTT) 0,012 mm, meziopalatinal tüberkül tepesi (MPTT) 0,014 mm ve distopalatinal tüberkül tepesi (DPTT) 0,011 mm bukkal yönde hareket göstermiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,001 mm

bukkal, DBKU 0,003 mm palatinal ve PKU 0,001 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 38).



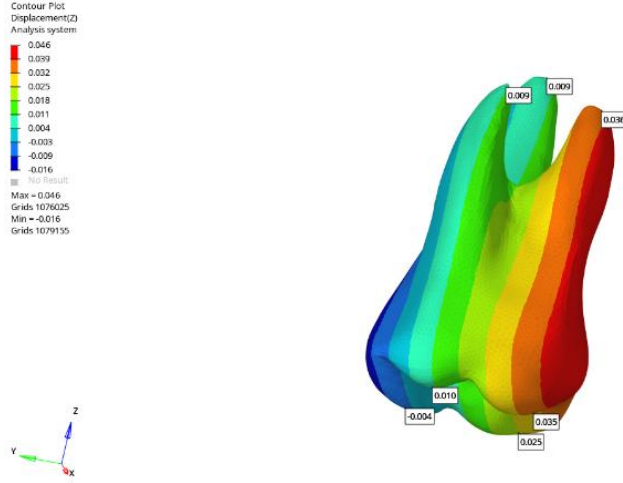
Şekil 38: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,070 mm, DBTT 0,069 mm, MPTT 0,073 mm ve DPTT 0,073 mm mezial yönde; MBKU 0,011 mm, DBKU 0,012 mm ve PKU 0,018 mm distal yönde hareket etmiştir (Şekil 39).



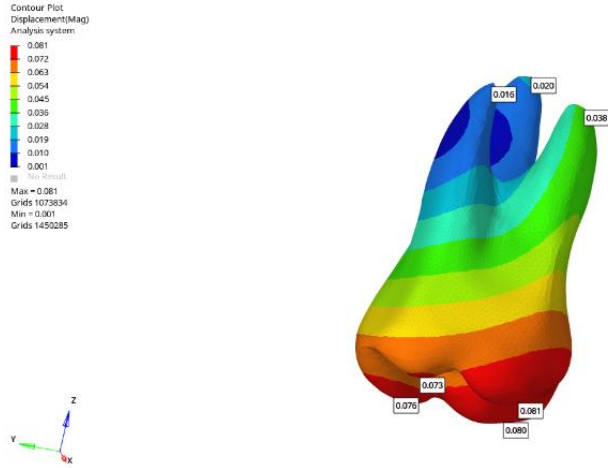
Şekil 39: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,034 mm, DBTT 0,010 mm, MPTT 0,024 mm ve DPTT 0,004 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,035 mm, DBKU 0,009 mm ve PKU 0,008 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 40).



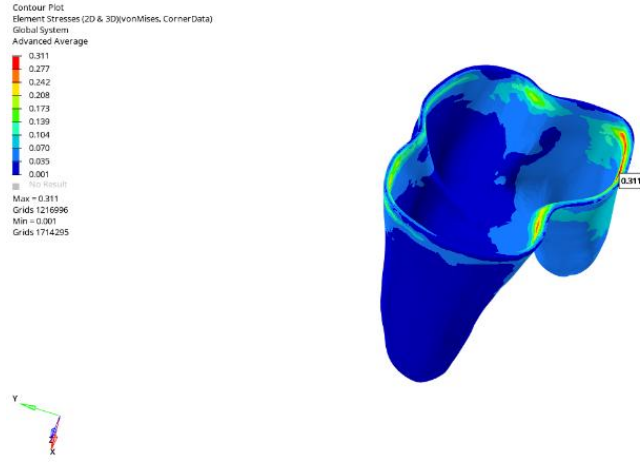
Şekil 40: Z eksen

Toplam deplasman değerleri incelendiğinde MBTT 0,079 mm, DBTT 0,071 mm, MPTT 0,078 mm ve DPTT 0,074 mm; MBKU 0,037 mm, DBKU 0,015 mm ve PKU 0,020 mm olarak bulunmuştur (Şekil 41).



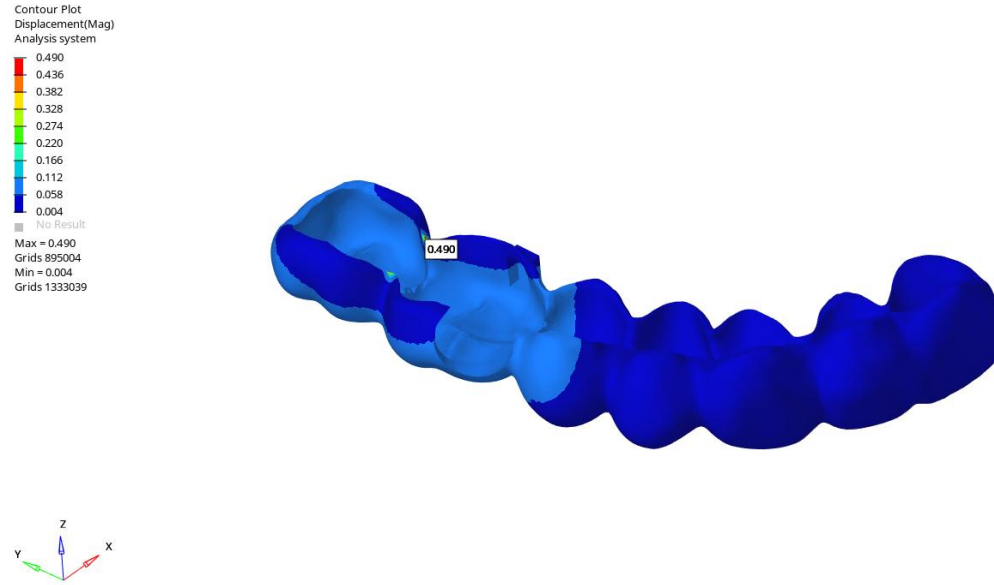
Şekil 41: Toplam Deplasman

Periodontal ligamentte (PDL) gözlenen von Mises stres değeri 0,304 MPa'dır (Şekil 42).



Şekil 42: Von Mises Stres Analizi

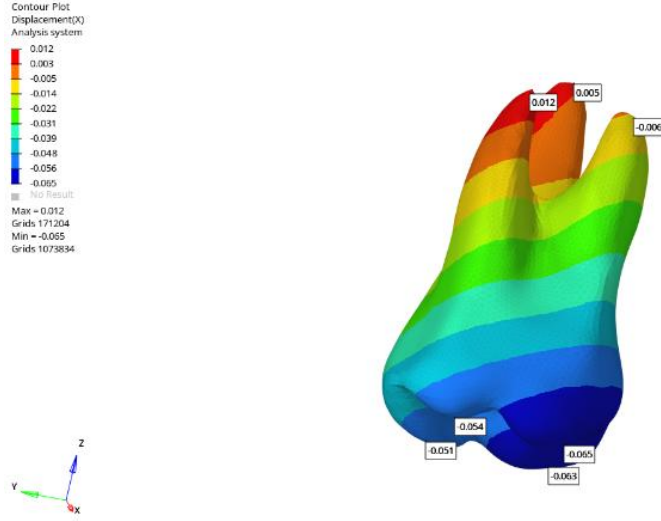
Plaktaki deplasman değeri 0,490 mm bulunmuştur (Şekil 43).



Şekil 43: Plaktaki Deplasman

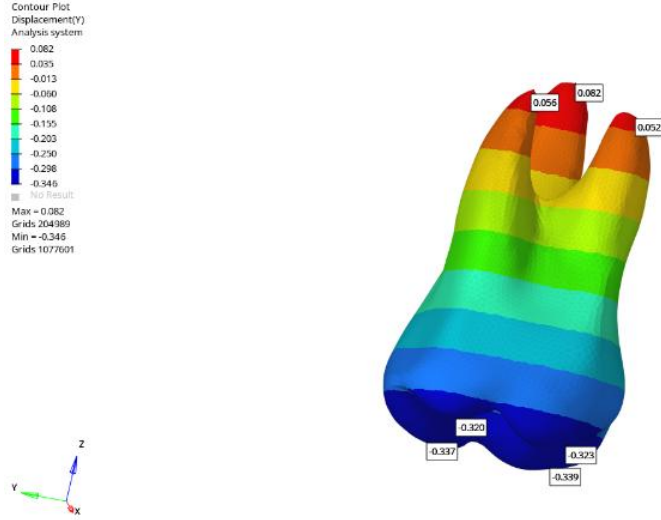
4.2.2. 5. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,063 mm, DBTT 0,053 mm, MPTT 0,061 mm ve DPTT 0,050 mm bukkal yönde hareket etmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU -0,005 mm bukkal, DBKU 0,012 mm palatinal ve PKU 0,005 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 44).



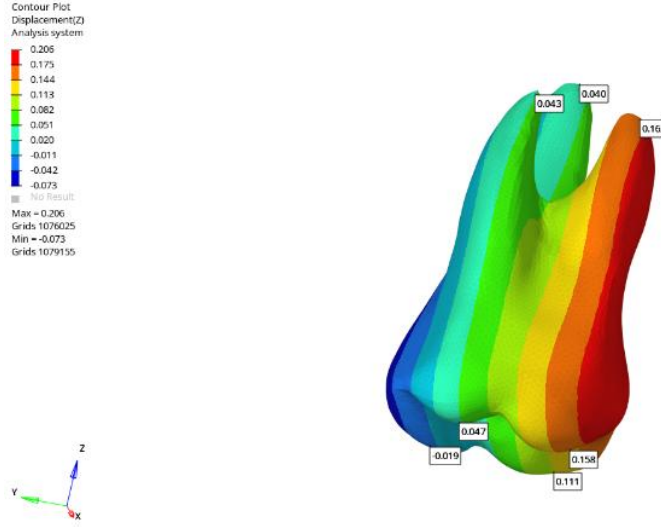
Şekil 44: X eksenini

Y ekseninde MBTT 0,314 mm, DBTT 0,311 mm, MPTT 0,329 mm ve DPTT 0,327 mm mezial yönde; MBKU 0,050 mm, DBKU 0,054 mm ve PKU 0,079 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 45).



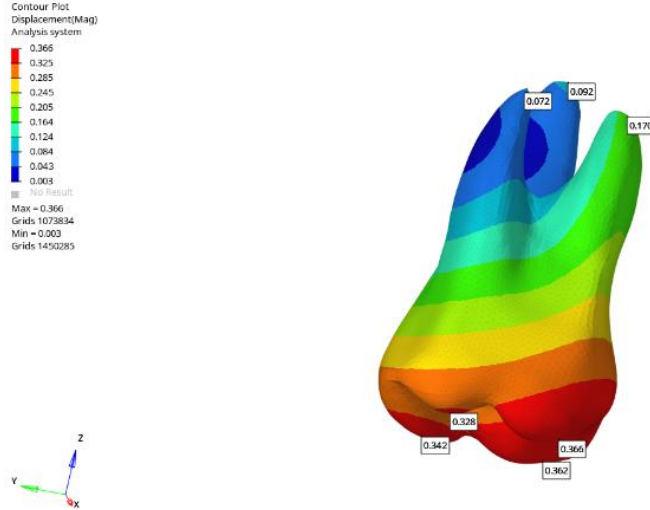
Şekil 45: Y eksenini

Z ekseninde MBTT 0,153 mm, DBTT 0,045 mm, MPTT 0,107 mm gingival, DPTT 0,019 mm oklüzal yönde; kök uçlarında MBKU 0,156 mm, DBKU 0,041 mm ve PKU 0,038 mm gingival yönde hareket etmiştir (Şekil 46).



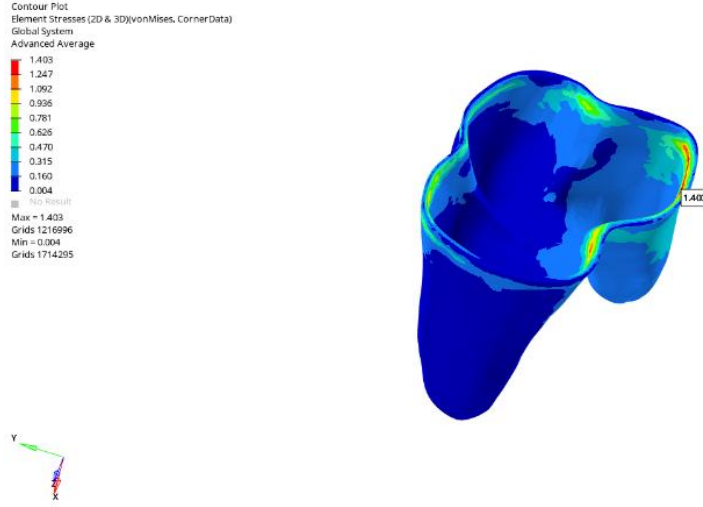
Şekil 46: Z ekseni

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,355 mm, DBTT 0,319 mm, MPTT 0,351 mm ve DPTT 0,332 mm; MBKU 0,164 mm, DBKU 0,069 mm ve PKU 0,088 mm olarak saptanmıştır (Şekil 47).



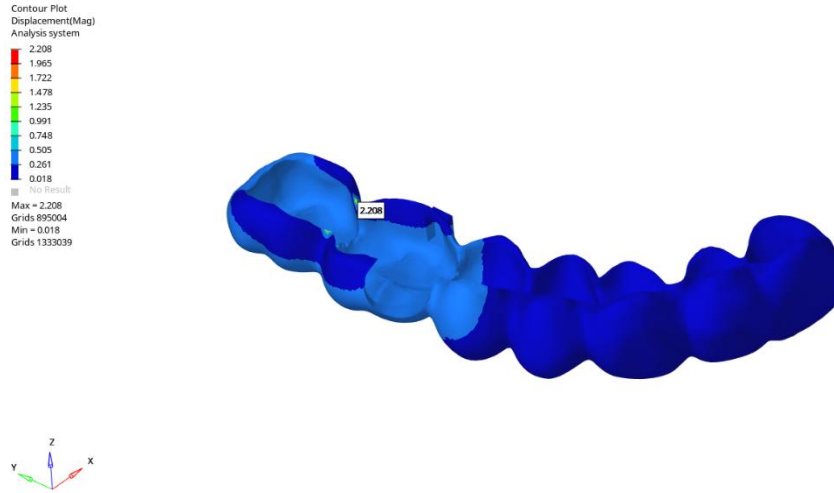
Şekil 47: Toplam Deplasman

PDL'deki von Mises stres değeri 1,363 MPa'dır (Şekil 48).



Şekil 48: Von Mises Stres Analizi

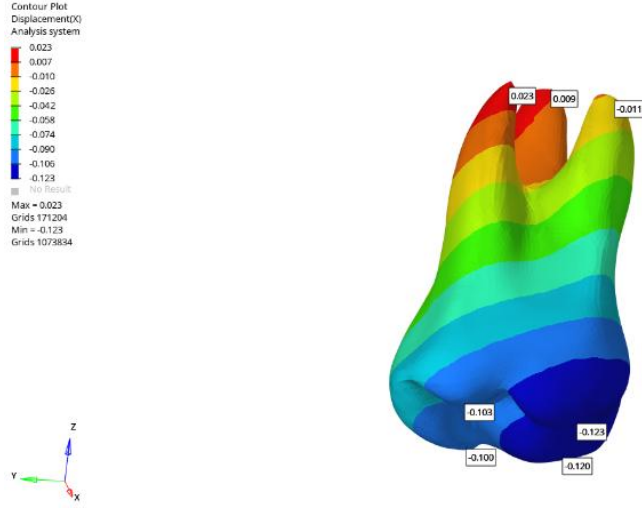
Plaktaki deplasman değeri 2,208 mm bulunmuştur (Şekil 49).



Şekil 49: Plaktaki Deplasman

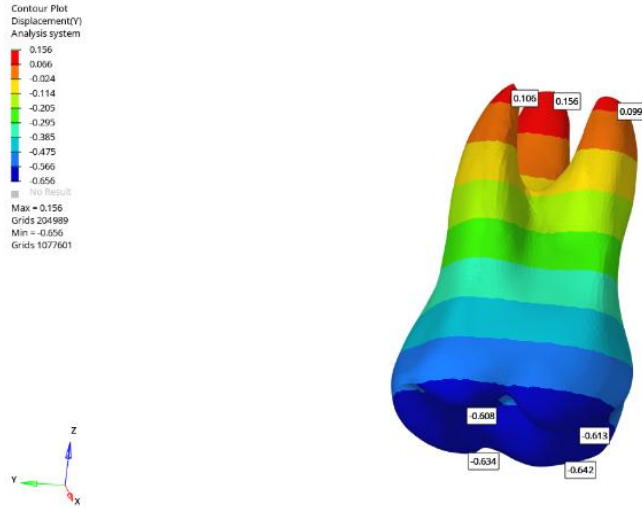
4.2.3. 10. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,121 mm, DBTT 0,102 mm, MPTT 0,119 mm ve DPTT 0,100 mm bukkal yönde yer değiştirmiştir. MBKU 0,010 mm bukkal, DBKU 0,023 mm palatinal ve PKU 0,009 mm palatinal yönde hareket etmiştir (Şekil 50).



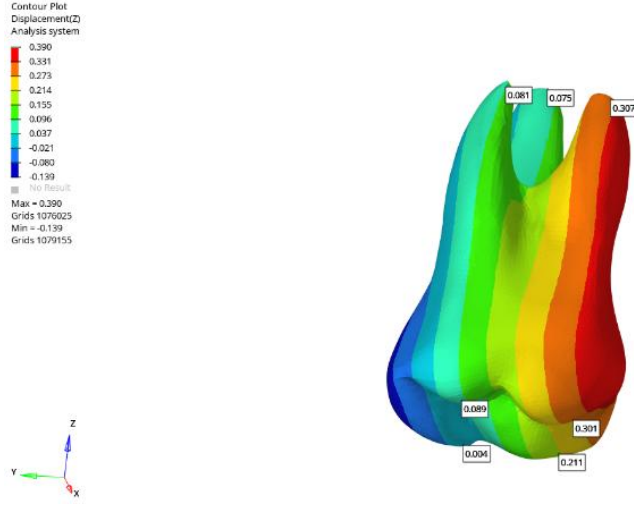
Şekil 50: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,609 mm, DBTT 0,604 mm, MPTT 0,638 mm ve DPTT 0,630 mm mezial yönde; MBKU 0,097 mm, DBKU 0,104 mm ve PKU 0,154 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 51).



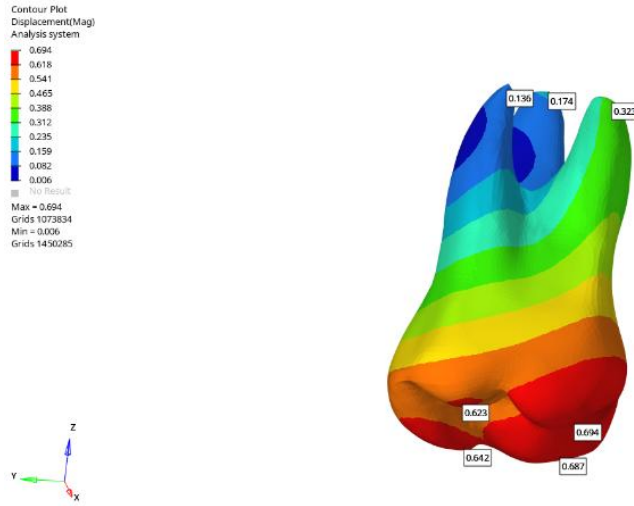
Şekil 51: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,297 mm, DBTT 0,087 mm, MPTT 0,208 mm ve DPTT 0,002 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,303 mm, DBKU 0,079 mm ve PKU 0,073 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 52).



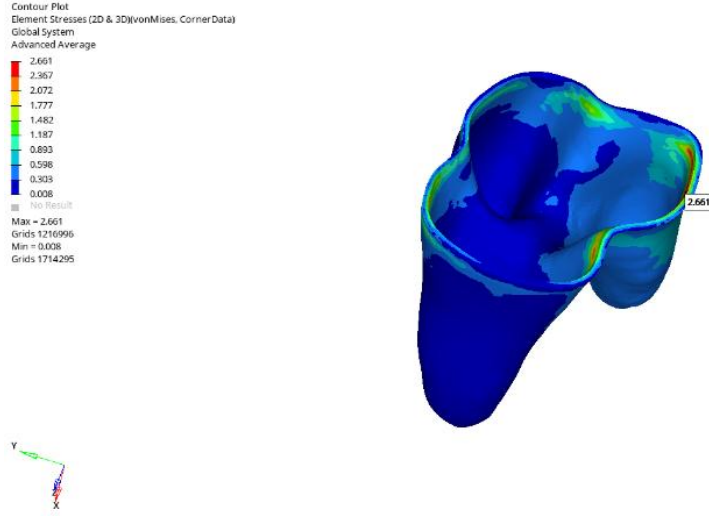
Şekil 52: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,689 mm, DBTT 0,619 mm, MPTT 0,682 mm ve DPTT 0,638 mm; MBKU 0,319 mm, DBKU 0,133 mm ve PKU 0,171 mm olarak saptanmıştır (Şekil 53).



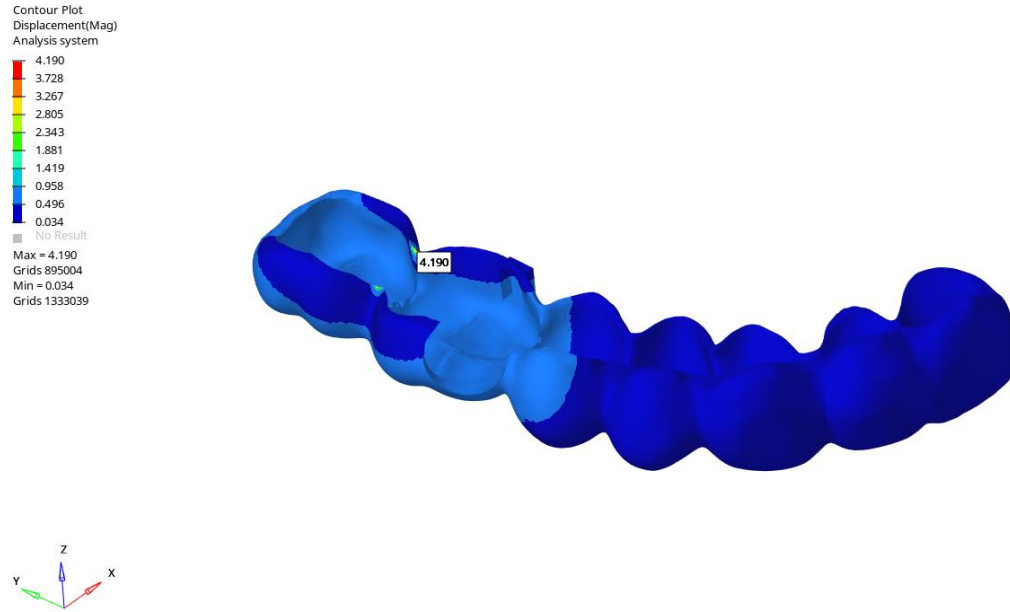
Şekil 53: Toplam Deplasman

PDL'de von Mises stres değeri 2,646 MPa'dır (Şekil 54).



Şekil 54: Von Mises Stres Analizi

Plaktaki deplasman değeri 4,190 mm bulunmuştur (Şekil 55).



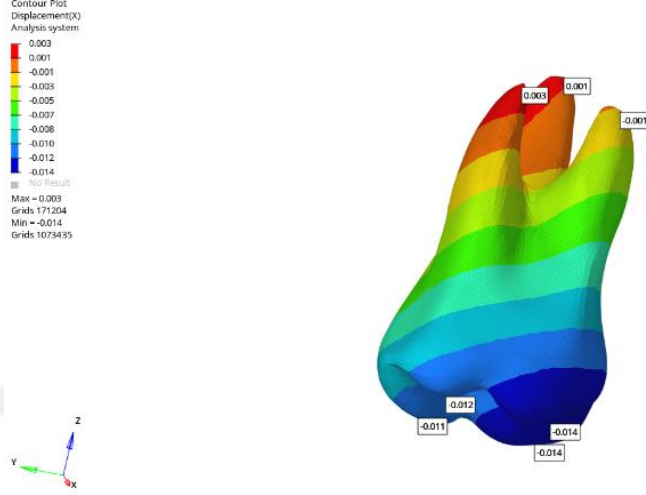
Şekil 55: Plaktaki Deplasman

4.3.Üçüncü Modele Ait Bulgular

4.3.1. 1. Plak Sonu Bulguları

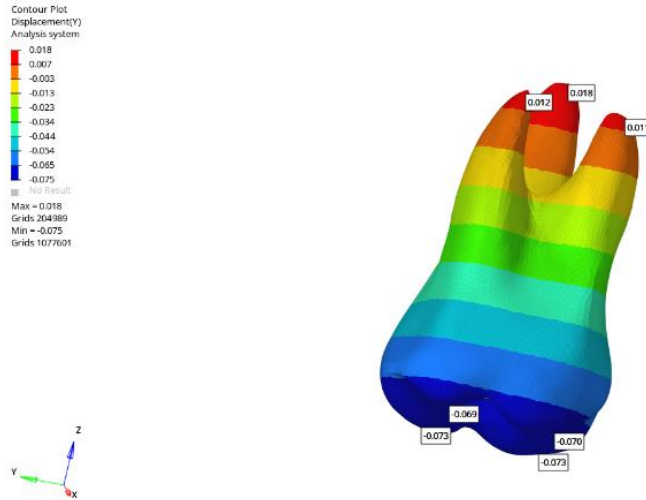
X ekseninde yapılan değerlendirmelerde meziobukkal tüberkül tepesi (MBTT) 0,015 mm, distobukkal tüberkül tepesi (DBTT) 0,013 mm, meziopalatinal tüberkül tepesi (MPTT) 0,014 mm ve distopalatinal tüberkül tepesi (DPTT) 0,012 mm

bukkal yönde hareket göstermiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,001 mm bukkal, DBKU 0,003 mm palatinal ve PKU 0,001 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 56).



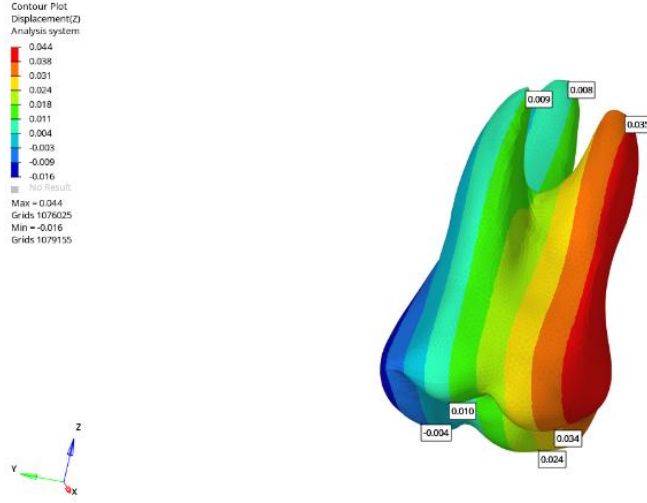
Şekil 56: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,074 mm, DBTT 0,073 mm, MPTT 0,077 mm ve DPTT 0,076 mm mezial yönde; MBKU 0,012 mm, DBKU 0,013 mm ve PKU 0,019 mm distal yönde hareket etmiştir (Şekil 57).



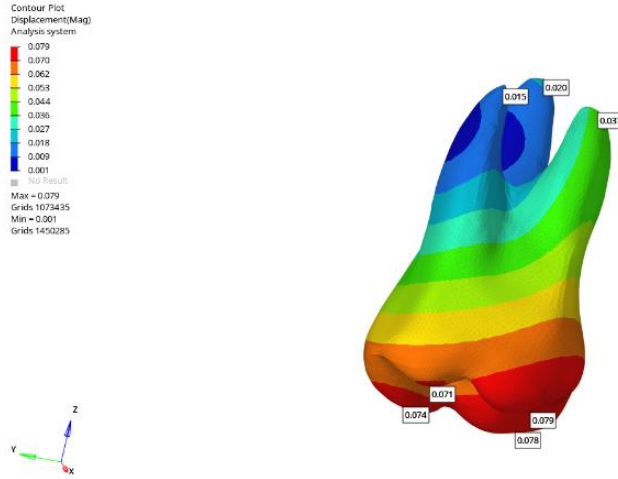
Şekil 57: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,036 mm, DBTT 0,011 mm, MPTT 0,026 mm ve DPTT 0,004 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,037 mm, DBKU 0,010 mm ve PKU 0,009 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 58).



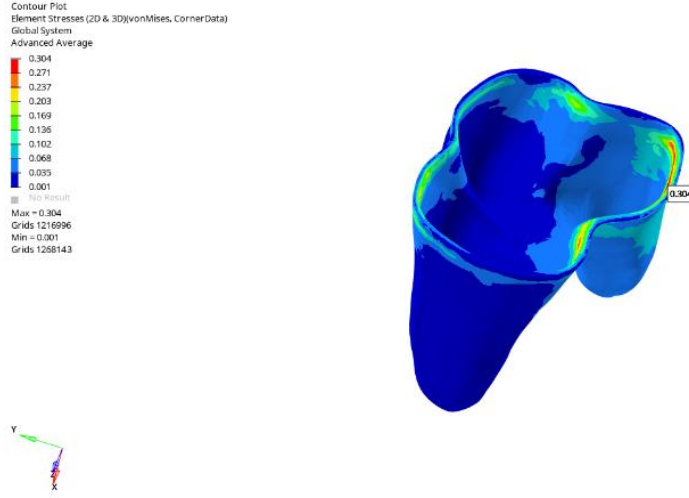
Şekil 58: Z eksen

Toplam deplasman değerleri incelendiğinde MBTT 0,083 mm, DBTT 0,075 mm, MPTT 0,082 mm ve DPTT 0,078 mm; MBKU 0,039 mm, DBKU 0,017 mm ve PKU 0,021 mm olarak bulunmuştur (Şekil 59).



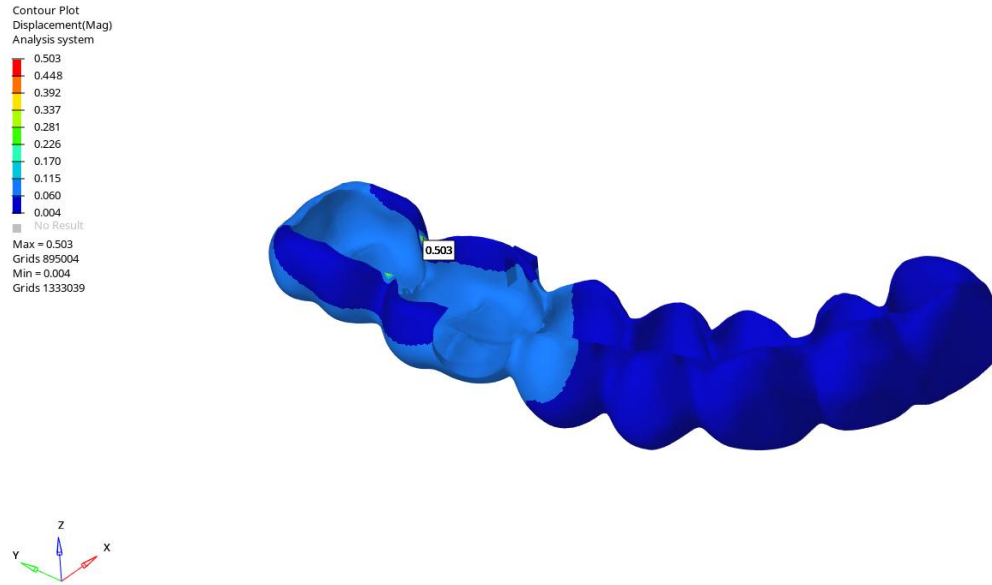
Şekil 59: Toplam Deplasman

Periodontal ligamentte (PDL) gözlenen von Mises stres değeri 0,327 MPa'dır (Şekil 60).



Şekil 60: Von Mises Stres Analizi

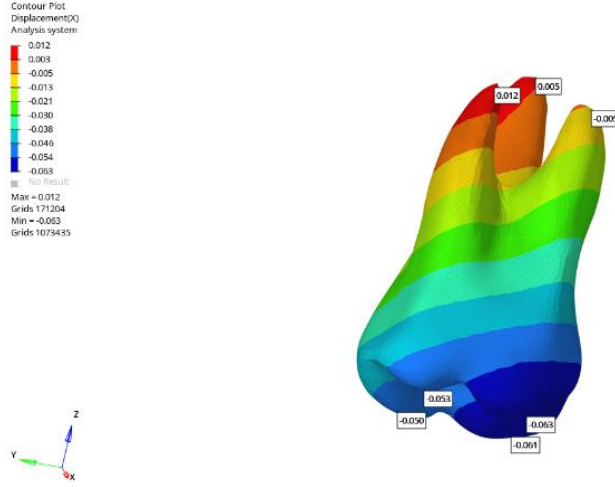
Plaktaki deplasman değeri 0,503 mm bulunmuştur (Şekil 61).



Şekil 61: Plaktaki Deplasman

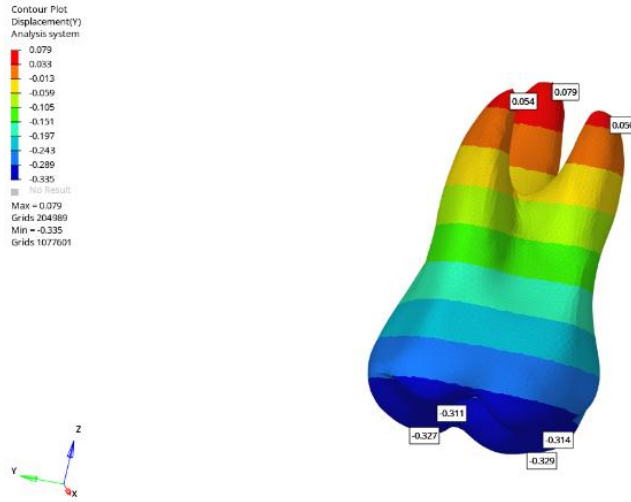
4.3.2. 5. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,067 mm, DBTT 0,055 mm, MPTT 0,064 mm ve DPTT 0,052 mm bukkal yönde hareket etmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,006 mm bukkal, DBKU 0,013 mm palatinal ve PKU 0,006 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 62).



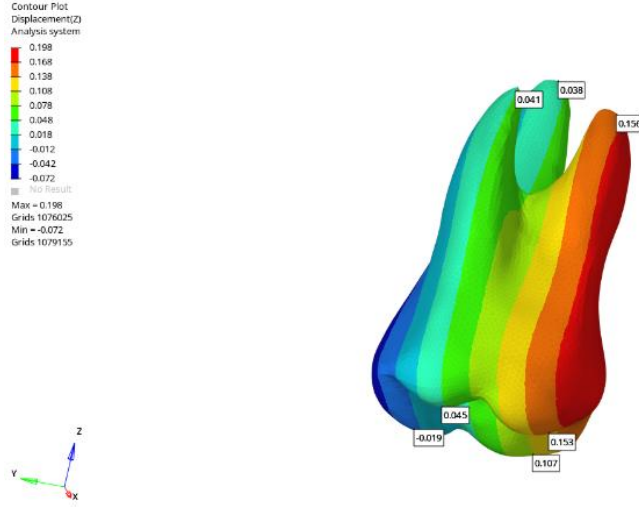
Şekil 62: X eksenini

Y ekseninde MBTT 0,334 mm, DBTT 0,331 mm, MPTT 0,350 mm ve DPTT 0,349 mm mezial yönde; MBKU 0,054 mm, DBKU 0,058 mm ve PKU 0,084 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 63).



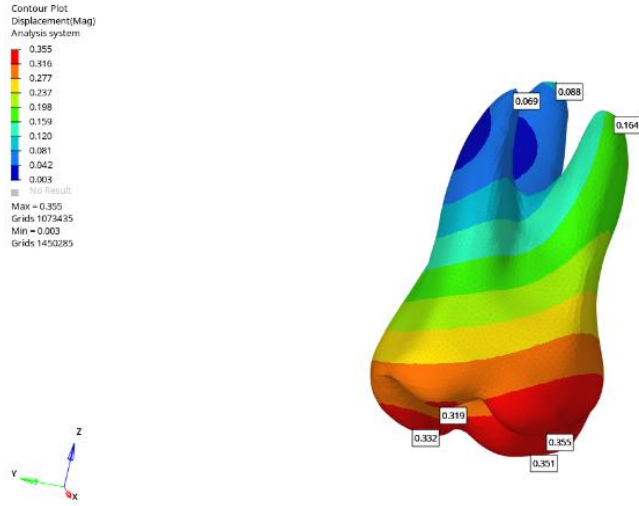
Şekil 63: Y eksenini

Z ekseninde MBTT 0,161 mm, DBTT 0,048 mm, MPTT 0,114 mm gingival, DPTT 0,020 mm oklüzal yönde; kök uçlarında MBKU 0,165 mm, DBKU 0,044 mm ve PKU 0,041 mm gingival yönde hareket etmiştir (Şekil 64).



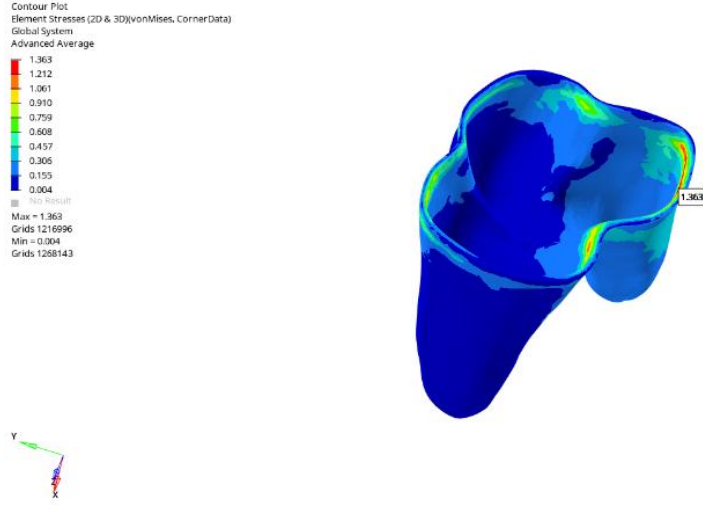
Şekil 64: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,370 mm, DBTT 0,333 mm, MPTT 0,366 mm ve DPTT 0,346 mm; MBKU 0,173 mm, DBKU 0,073 mm ve PKU 0,094 mm olarak saptanmıştır (Şekil 65).



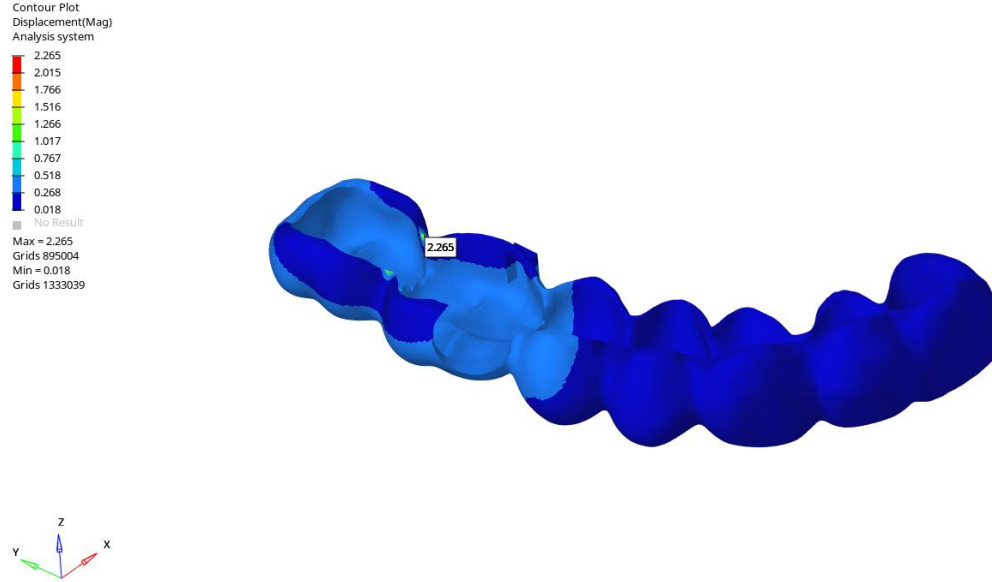
Şekil 65: Toplam Deplasman

PDL'deki von Mises stres değeri 1,427 MPa'dır (Şekil 66).



Şekil 66: Von Mises Stres Analizi

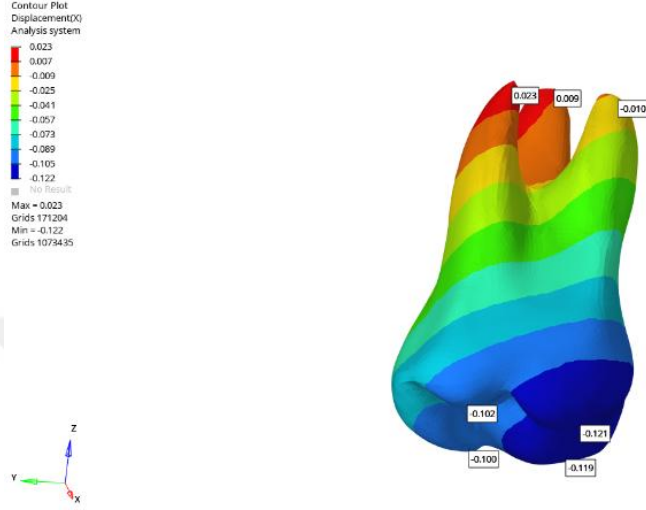
Plaktaki deplasman değeri 2,265 mm bulunmuştur (Şekil 67).



Şekil 67: Plaktaki Deplasman

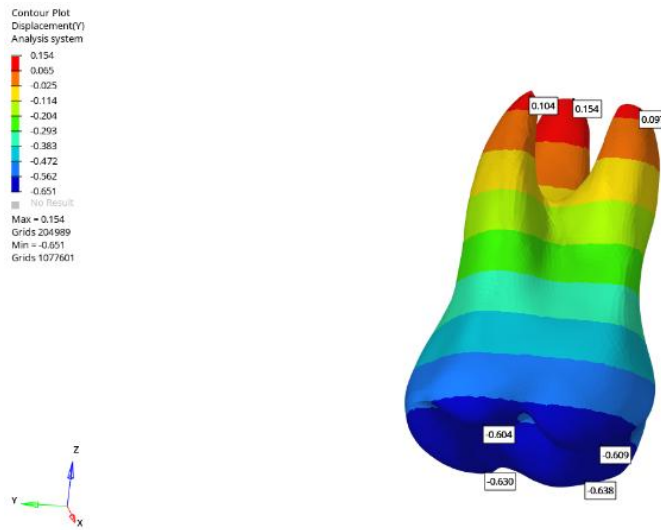
4.3.3. 10. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,125 mm, DBTT 0,104 mm, MPTT 0,122 mm ve DPTT 0,102 mm bukkal yönde yer değiştirmiştir. MBKU 0,011 mm bukkal, DBKU 0,024 mm palatinal ve PKU 0,010 mm palatinal yönde hareket etmiştir (Şekil 68).



Şekil 68: X eksenini

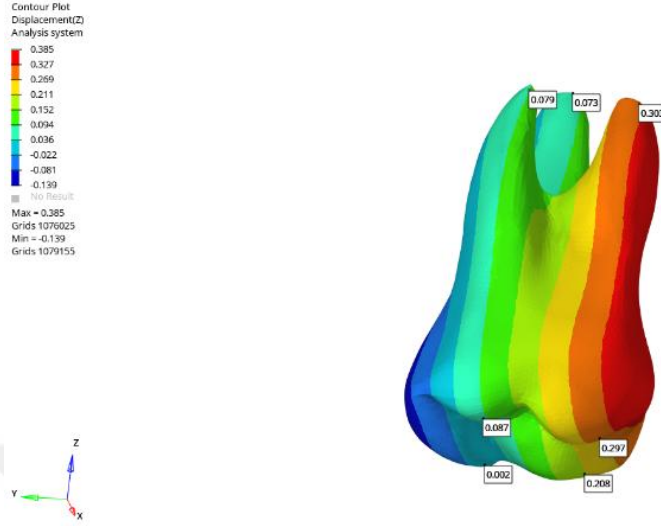
Y ekseninde MBTT 0,618 mm, DBTT 0,612 mm, MPTT 0,647 mm ve DPTT 0,639 mm mezial yönde; MBKU 0,100 mm, DBKU 0,106 mm ve PKU 0,158 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 69).



Şekil 69: Y eksenini

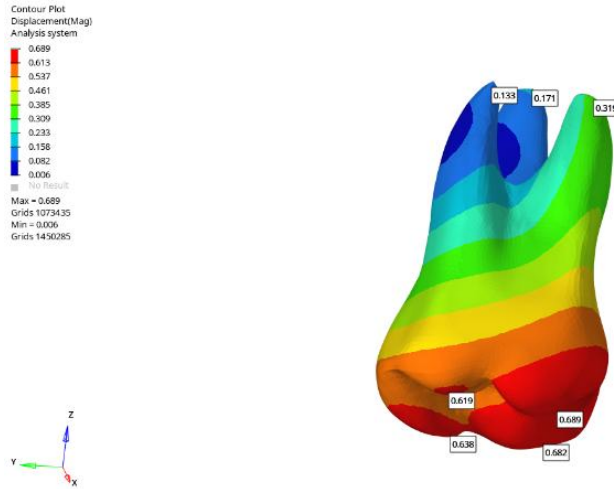
Z ekseninde MBTT 0,304 mm, DBTT 0,090 mm, MPTT 0,213 mm ve DPTT 0,005 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,310 mm,

DBKU 0,082 mm ve PKU 0,076 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 70).



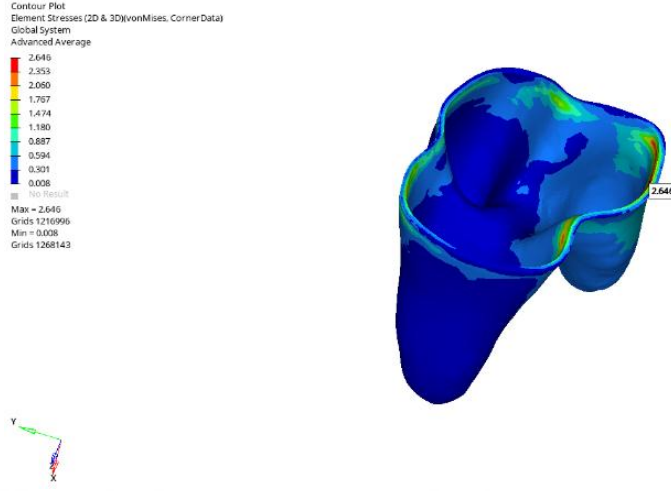
Şekil 70: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,698 mm, DBTT 0,627 mm, MPTT 0,692 mm ve DPTT 0,647 mm; MBKU 0,326 mm, DBKU 0,138 mm ve PKU 0,176 mm olarak saptanmıştır (Şekil 71).



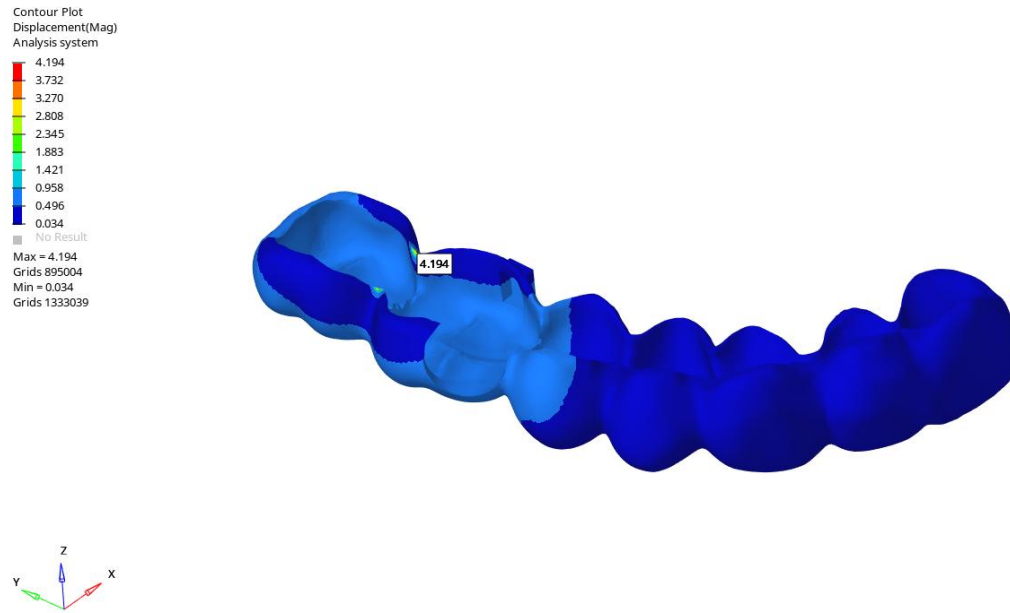
Şekil 71: Toplam Deplasman

PDL'de von Mises stres değeri 2,675 MPa'dır (Şekil 72).



Şekil 72: Von Mises Stres Analizi

Plaktaki deplasman değeri 4,194 mm bulunmuştur (Şekil 73).



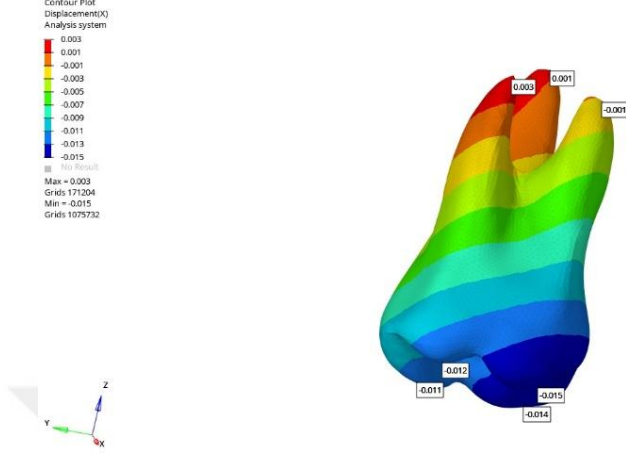
Şekil 73: Plaktaki Deplasman

4.4.Dördüncü Modele Ait Bulgular

4.4.1. 1. Plak Sonu Bulguları

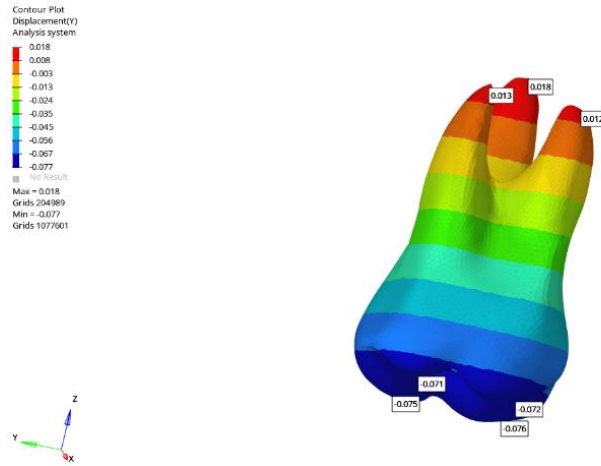
X ekseninde yapılan değerlendirmelerde meziobukkal tüberkül tepesi (MBTT) 0,016 mm, distobukkal tüberkül tepesi (DBTT) 0,013 mm, meziopalatinal tüberkül tepesi (MPTT) 0,015 mm ve distopalatinal tüberkül tepesi (DPTT) 0,012 mm

bukkal yönde hareket göstermiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,002 mm bukkal, DBKU 0,004 mm palatinal ve PKU 0,001 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 74).



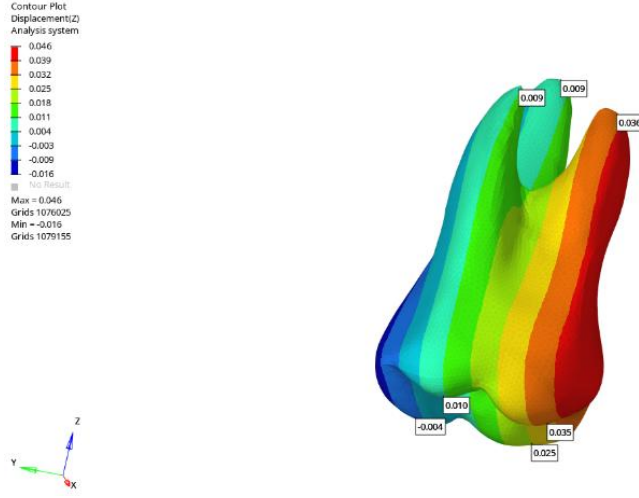
Şekil 74: X eksenine

Y ekseninde MBTT 0,075 mm, DBTT 0,074 mm, MPTT 0,079 mm ve DPTT 0,078 mm mezial yönde; MBKU 0,013 mm, DBKU 0,013 mm ve PKU 0,020 mm distal yönde hareket etmiştir (Şekil 75).



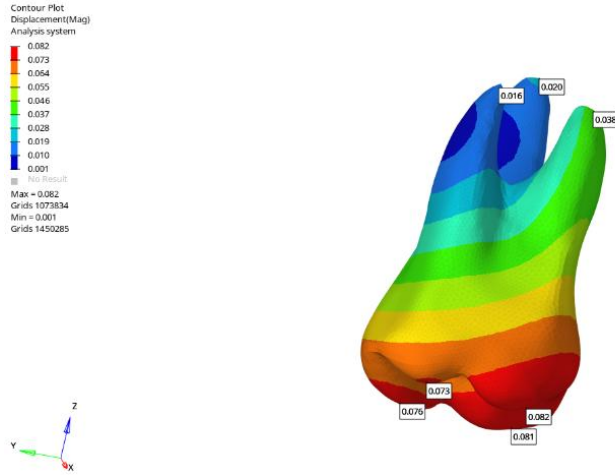
Şekil 75: Y eksenine

Z ekseninde MBTT 0,037 mm, DBTT 0,011 mm, MPTT 0,027 mm ve DPTT 0,005 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,038 mm, DBKU 0,010 mm ve PKU 0,010 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 76).



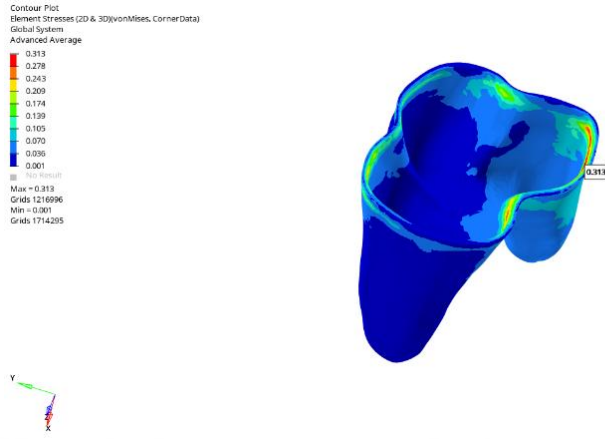
Şekil 76: Z ekseni

Toplam deplasman değerleri incelendiğinde MBTT 0,085 mm, DBTT 0,077 mm, MPTT 0,084 mm ve DPTT 0,080 mm; MBKU 0,040 mm, DBKU 0,018 mm ve PKU 0,022 mm olarak bulunmuştur (Şekil 77).



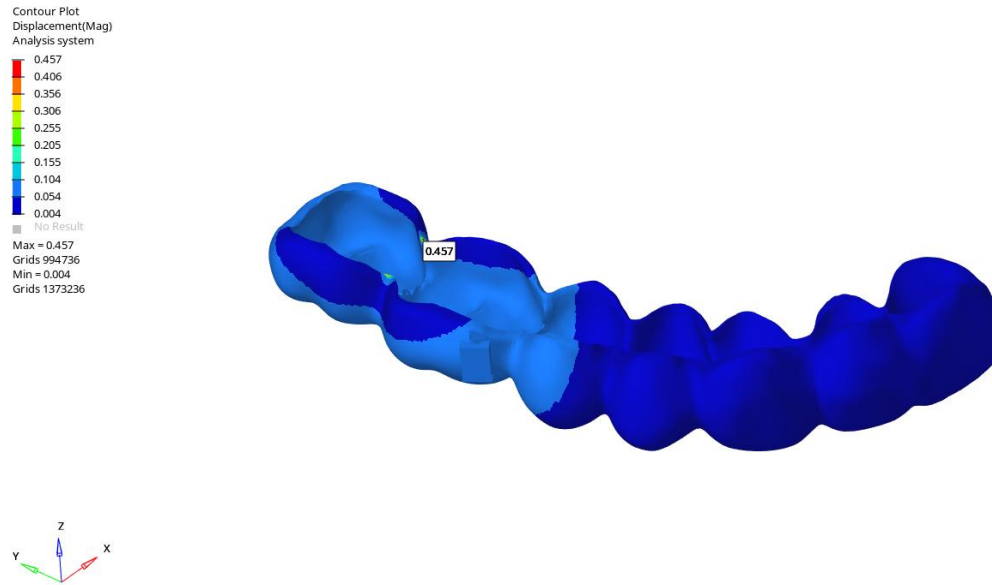
Şekil 77: Toplam Deplasman

Periodontal ligamentte (PDL) gözlenen von Mises stres değeri 0,335 MPa'dır (Şekil 78).



Şekil 78: Von Mises Stres Analizi

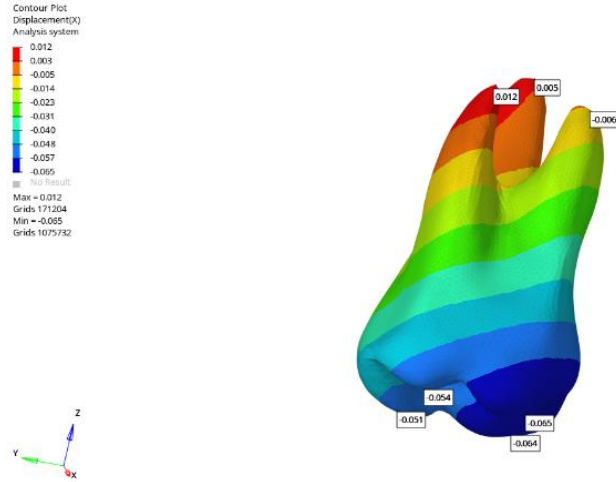
Plaktaki deplasman değeri 0,457 mm bulunmuştur (Şekil 79).



Şekil 79: Plaktaki Deplasman

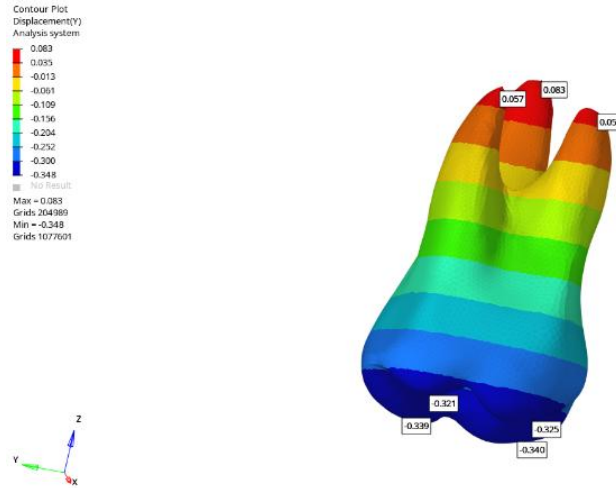
4.4.2. 5. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,068 mm, DBTT 0,057 mm, MPTT 0,066 mm ve DPTT 0,054 mm bukkal yönde hareket etmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,006 mm bukkal, DBKU 0,013 mm palatinal ve PKU 0,006 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 80).



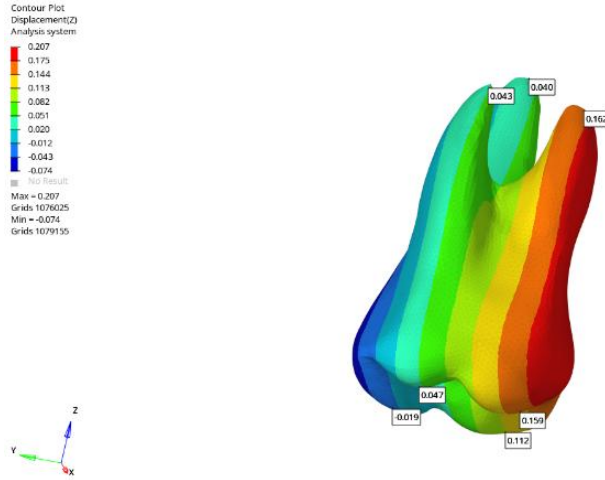
Şekil 80: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,340 mm, DBTT 0,336 mm, MPTT 0,355 mm ve DPTT 0,353 mm mezial yönde; MBKU 0,055 mm, DBKU 0,059 mm ve PKU 0,086 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 81).



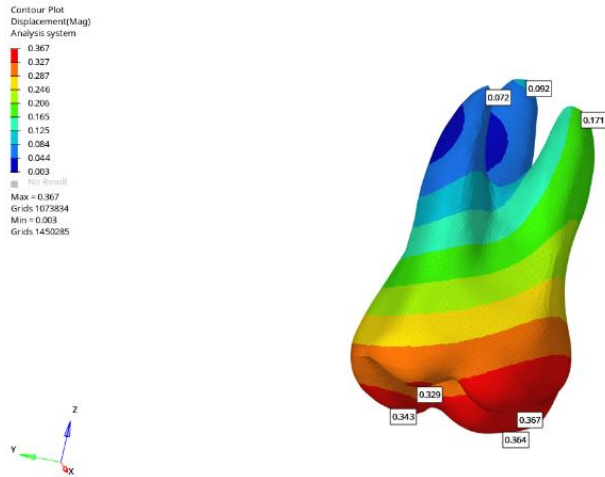
Şekil 81: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,165 mm, DBTT 0,049 mm, MPTT 0,117 mm gingival, DPTT 0,021 mm oklüzal yönde; kök uçlarında MBKU 0,168 mm, DBKU 0,045 mm ve PKU 0,042 mm gingival yönde hareket etmiştir (Şekil 82).



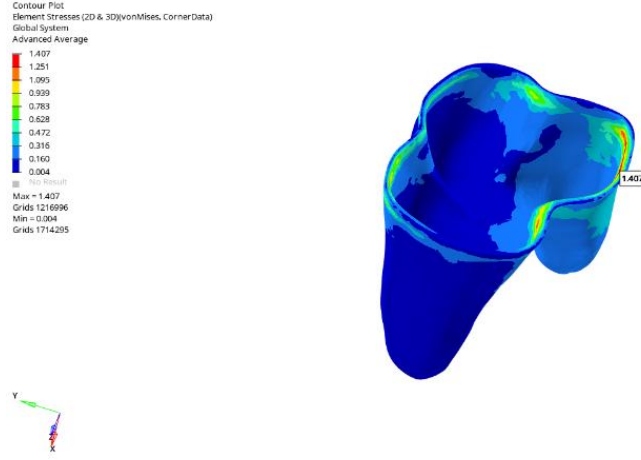
Şekil 82: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,377 mm, DBTT 0,340 mm, MPTT 0,373 mm ve DPTT 0,353 mm; MBKU 0,176 mm, DBKU 0,075 mm ve PKU 0,096 mm olarak saptanmıştır (Şekil 83).



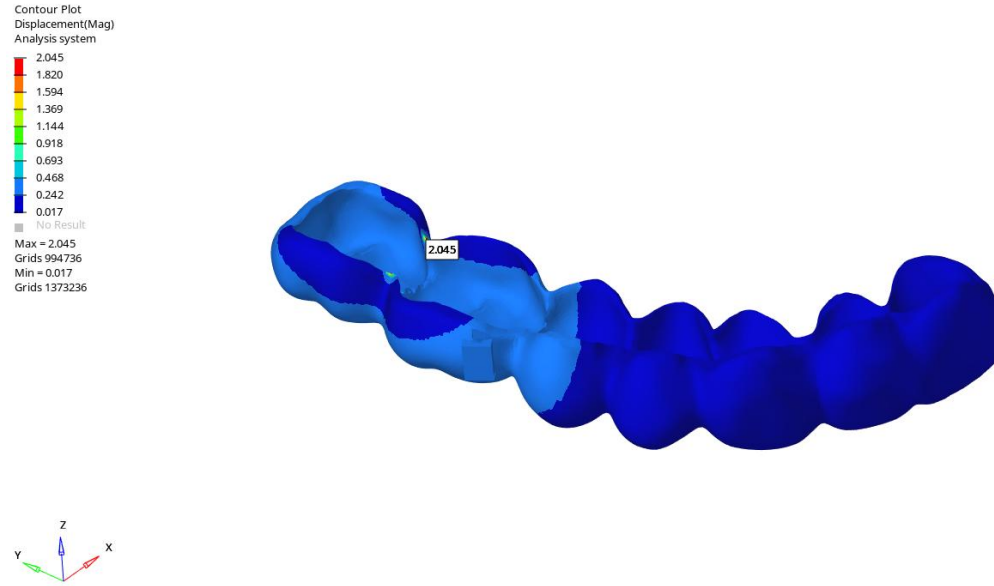
Şekil 83: Toplam Deplasman

PDL'deki von Mises stres değeri 1,456 MPa'dır (Şekil 84).



Şekil 84: Von Mises Stres Analizi

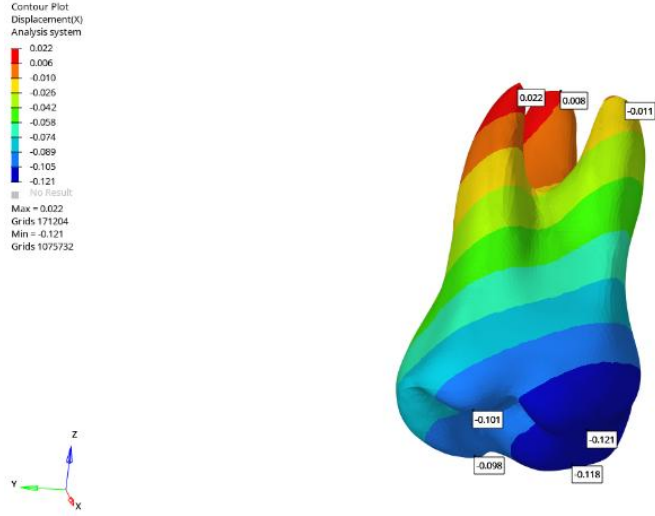
Plaktaki deplasman değeri 2,045 mm bulunmuştur (Şekil 85).



Şekil 85: Plaktaki Deplasman

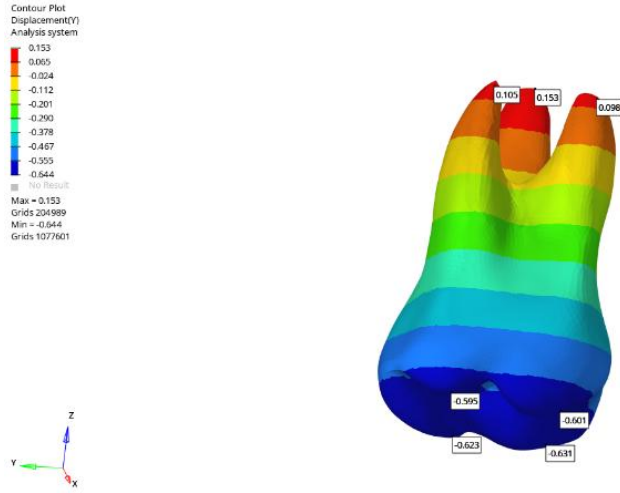
4.4.3. 10. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,127 mm, DBTT 0,106 mm, MPTT 0,124 mm ve DPTT 0,104 mm bukkal yönde yer değiştirmiştir. MBKU 0,012 mm bukkal, DBKU 0,024 mm palatinal ve PKU 0,010 mm palatinal yönde hareket etmiştir (Şekil 86).



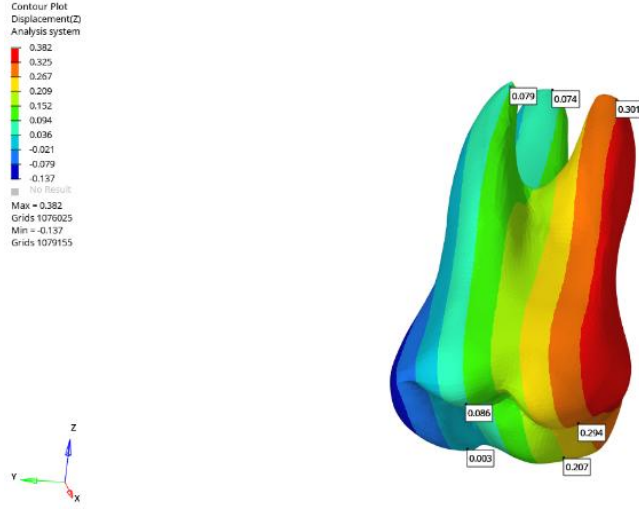
Şekil 86: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,624 mm, DBTT 0,618 mm, MPTT 0,654 mm ve DPTT 0,646 mm mezial yönde; MBKU 0,101 mm, DBKU 0,107 mm ve PKU 0,160 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 87).



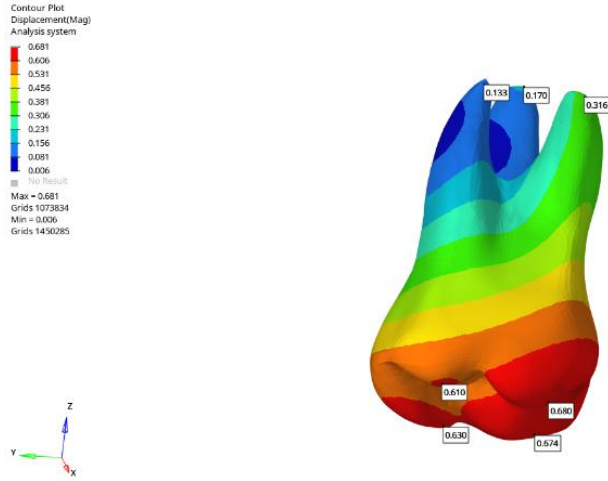
Şekil 87: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,309 mm, DBTT 0,092 mm, MPTT 0,217 mm ve DPTT 0,006 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,315 mm, DBKU 0,083 mm ve PKU 0,077 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 88).



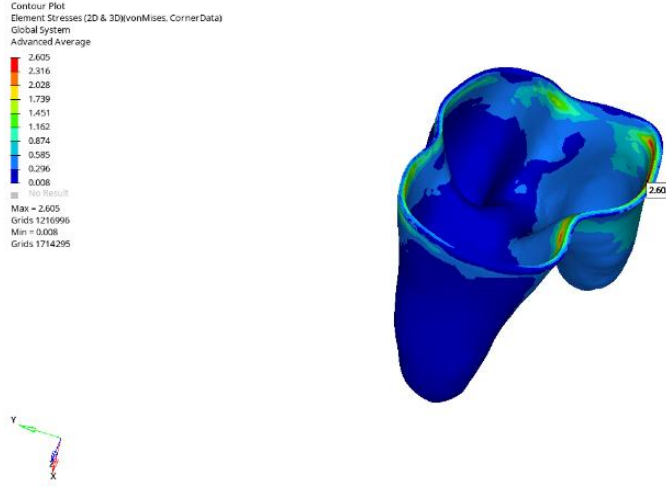
Şekil 88: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,704 mm, DBTT 0,632 mm, MPTT 0,698 mm ve DPTT 0,653 mm; MBKU 0,331 mm, DBKU 0,140 mm ve PKU 0,179 mm olarak saptanmıştır (Şekil 89).



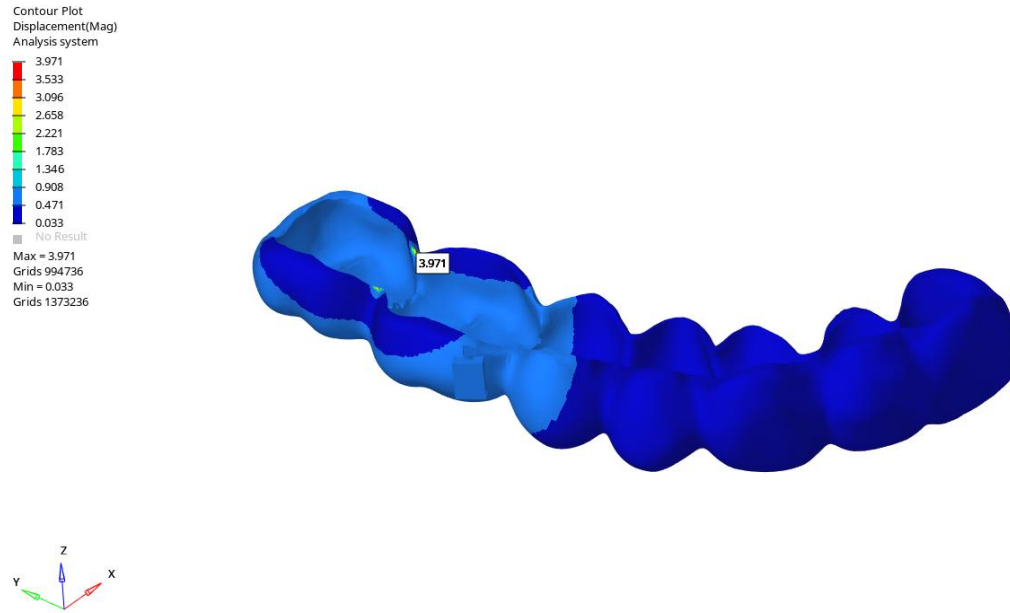
Şekil 89: Toplam Deplasman

PDL'de von Mises stres değeri 2,691 MPa'dır (Şekil 90).



Şekil 90: Von Mises Stres Analizi

Plaktaki deplasman değeri 3,971 mm bulunmuştur (Şekil 91).



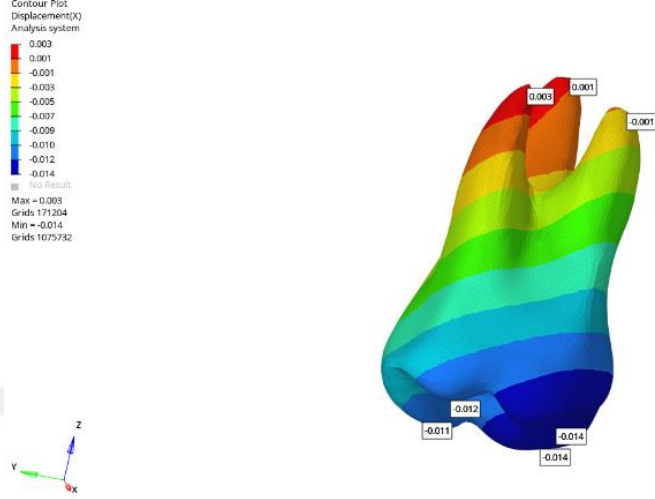
Şekil 91: Plaktaki Deplasman

4.5. Beşinci Modele Ait Bulgular

4.5.1. 1. Plak Sonu Bulguları

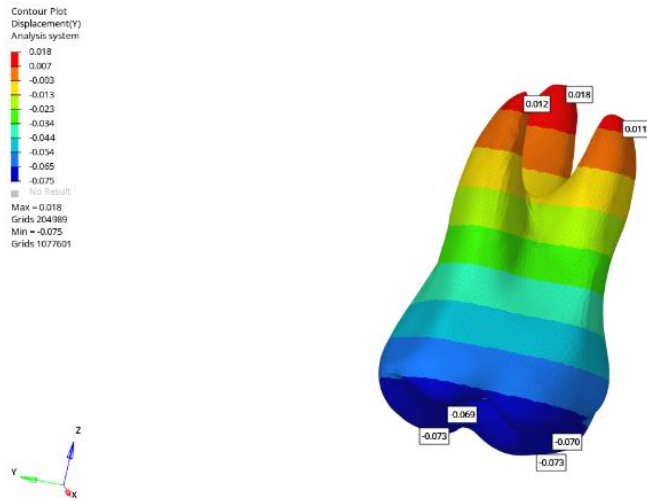
X ekseninde yapılan değerlendirmelerde meziobukkal tüberkül tepesi (MBTT) 0,017 mm, distobukkal tüberkül tepesi (DBTT) 0,014 mm, meziopalatinal tüberkül tepesi (MPTT) 0,016 mm ve distopalatinal tüberkül tepesi (DPTT) 0,013 mm

bukkal yönde hareket göstermiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,002 mm bukkal, DBKU 0,004 mm palatinal ve PKU 0,002 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 92).



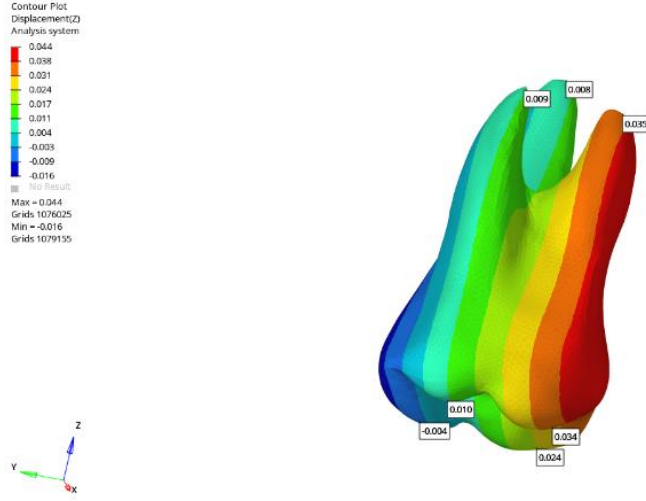
Şekil 92: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,077 mm, DBTT 0,076 mm, MPTT 0,080 mm ve DPTT 0,079 mm mezial yönde; MBKU 0,013 mm, DBKU 0,014 mm ve PKU 0,021 mm distal yönde hareket etmiştir (Şekil 93).



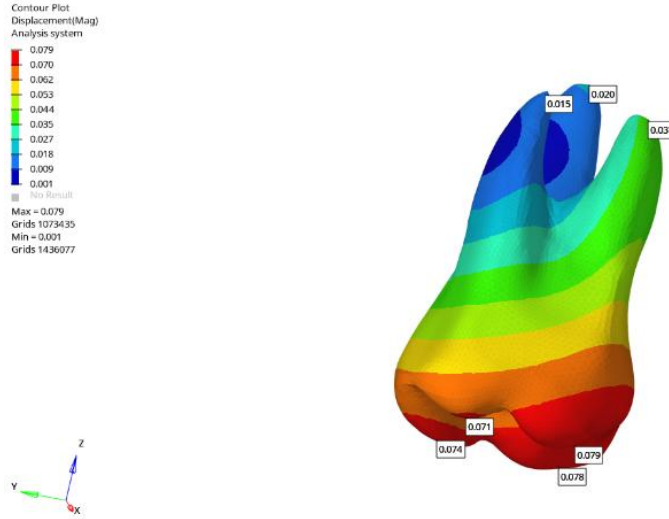
Şekil 93: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,038 mm, DBTT 0,012 mm, MPTT 0,028 mm ve DPTT 0,006 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,039 mm, DBKU 0,011 mm ve PKU 0,010 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 94).



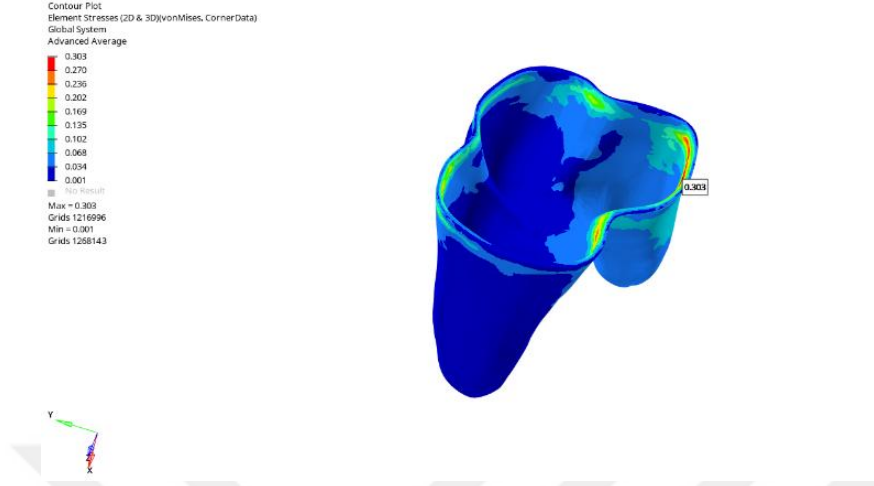
Şekil 94: Z eksen

Toplam deplasman değerleri incelendiğinde MBTT 0,087 mm, DBTT 0,079 mm, MPTT 0,086 mm ve DPTT 0,082 mm; MBKU 0,041 mm, DBKU 0,019 mm ve PKU 0,023 mm olarak bulunmuştur (Şekil 95).



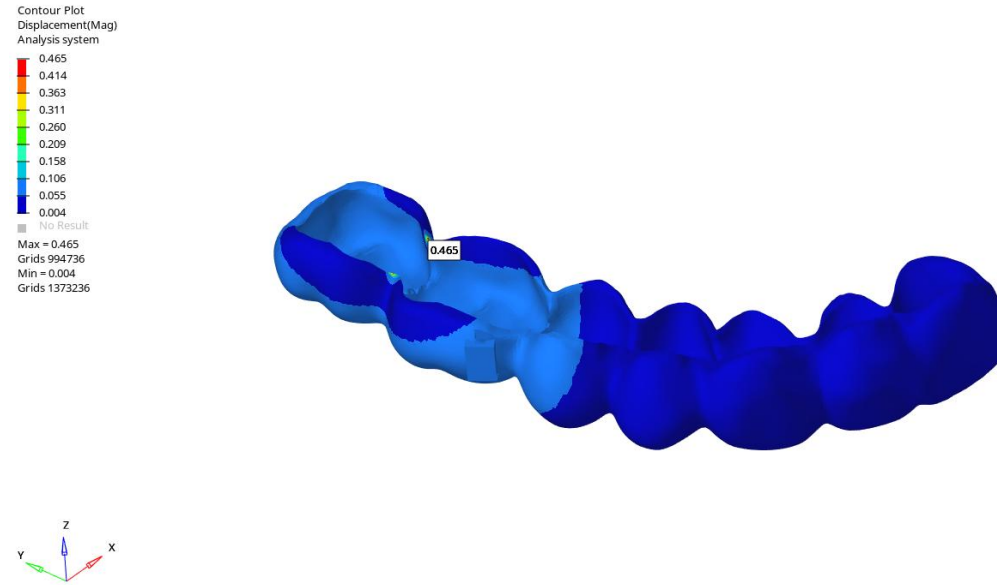
Şekil 95: Toplam Deplasman

Periodontal ligamentte (PDL) gözlenen von Mises stres değeri 0,342 MPa'dır (Şekil 96).



Şekil 96: Von Mises Stres Analizi

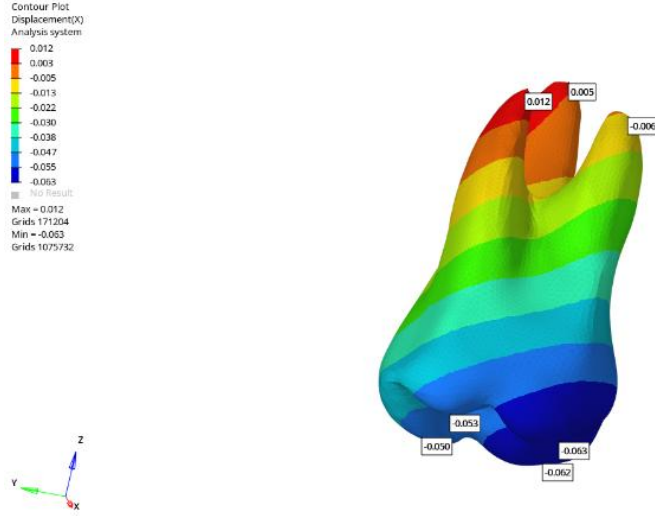
Plaktaki deplasman değeri 0,465 mm bulunmuştur (Şekil 97).



Şekil 97: Plaktaki Deplasman

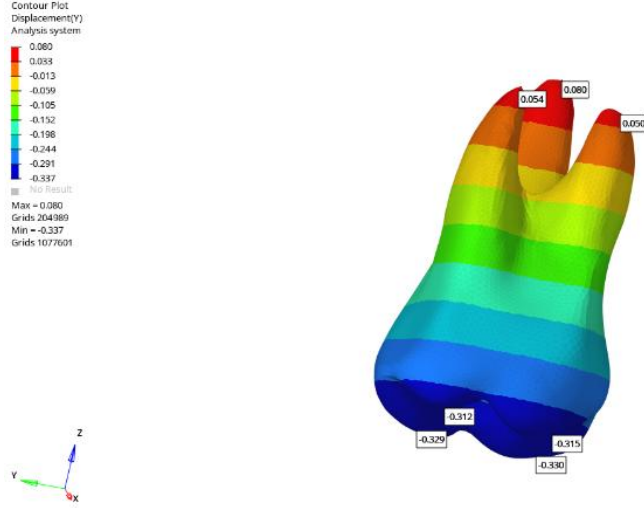
4.5.2. 5. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,070 mm, DBTT 0,059 mm, MPTT 0,068 mm ve DPTT 0,056 mm bukkal yönde hareket etmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,007 mm bukkal, DBKU 0,014 mm palatinal ve PKU 0,006 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 98).



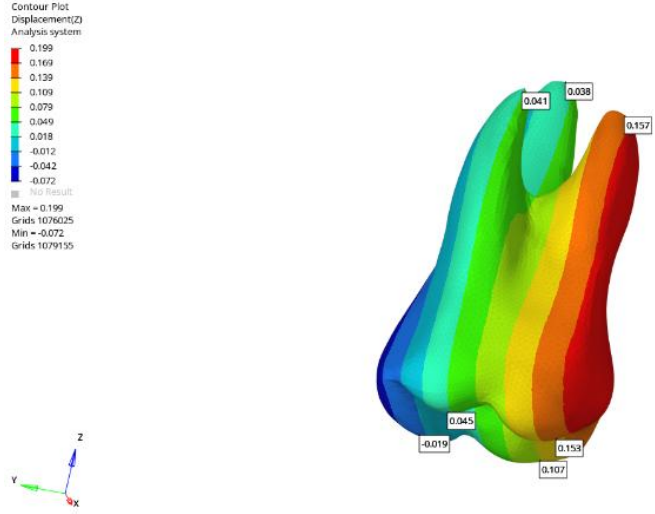
Şekil 98: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,347 mm, DBTT 0,343 mm, MPTT 0,362 mm ve DPTT 0,360 mm mezial yönde; MBKU 0,056 mm, DBKU 0,060 mm ve PKU 0,088 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 99).



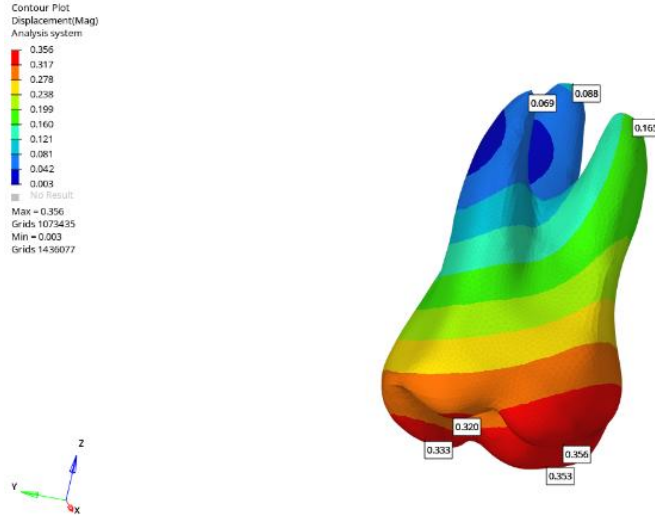
Şekil 99: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,169 mm, DBTT 0,050 mm, MPTT 0,120 mm gingival, DPTT 0,021 mm oklüzal yönde; kök uçlarında MBKU 0,172 mm, DBKU 0,046 mm ve PKU 0,043 mm gingival yönde hareket etmiştir (Şekil 100).



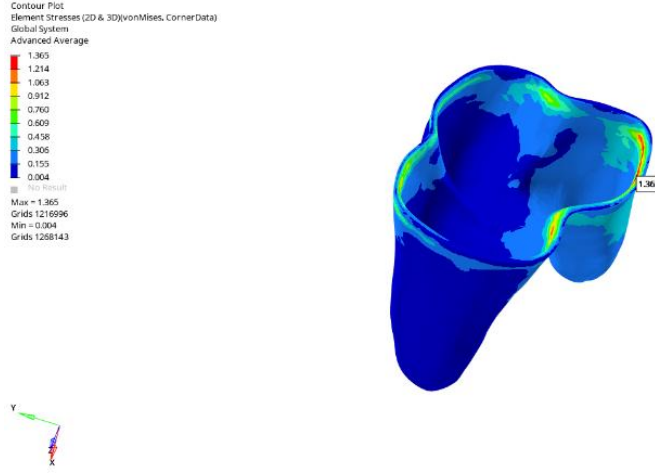
Şekil 100: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,384 mm, DBTT 0,346 mm, MPTT 0,380 mm ve DPTT 0,359 mm; MBKU 0,180 mm, DBKU 0,077 mm ve PKU 0,098 mm olarak saptanmıştır (Şekil 102).



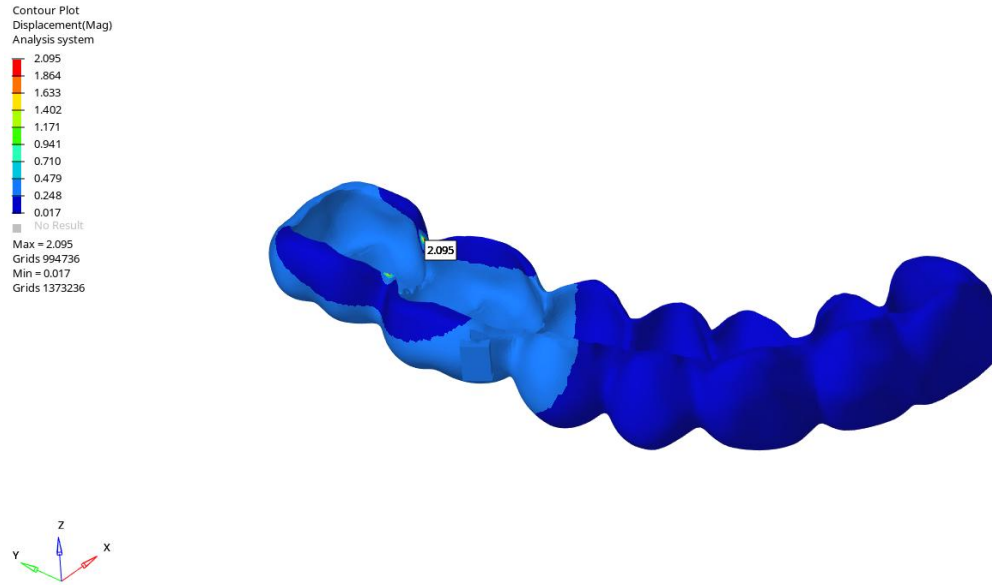
Şekil 101: Toplam Deplasman

PDL'deki von Mises stres değeri 1,472 MPa'dır (Şekil 102).



Şekil 102: Von Mises Stres Analizi

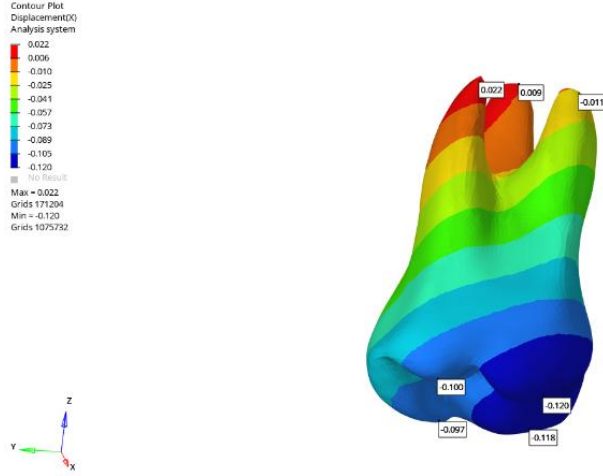
Plaktaki deplasman değeri 2,095 mm bulunmuştur (Şekil 103).



Şekil 103: Plaktaki Deplasman

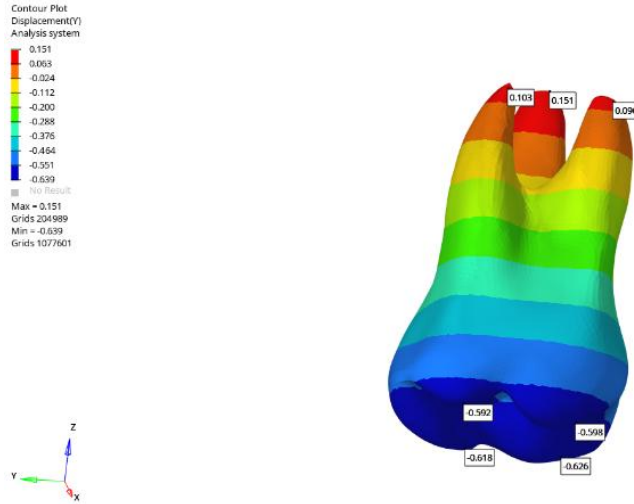
4.5.3. 10. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,130 mm, DBTT 0,108 mm, MPTT 0,127 mm ve DPTT 0,106 mm bukkal yönde yer değiştirmiştir. MBKU 0,012 mm bukkal, DBKU 0,025 mm palatinal ve PKU 0,011 mm palatinal yönde hareket etmiştir (Şekil 104).



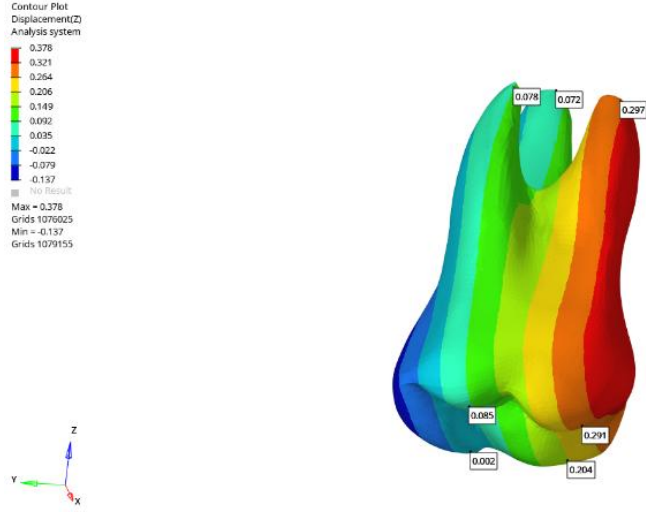
Şekil 104: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,632 mm, DBTT 0,626 mm, MPTT 0,662 mm ve DPTT 0,654 mm mezial yönde; MBKU 0,103 mm, DBKU 0,109 mm ve PKU 0,162 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 105).



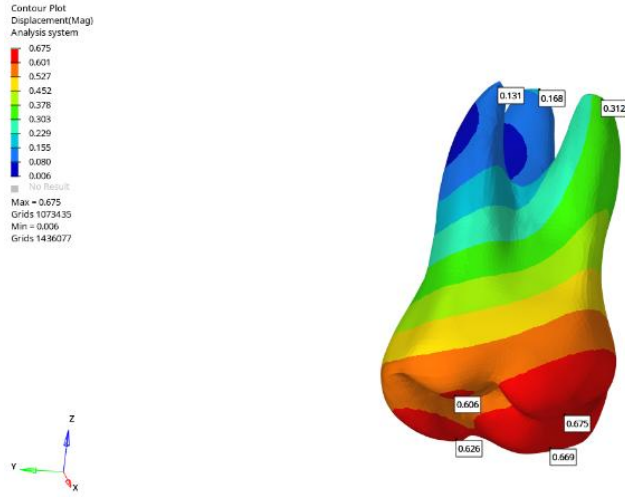
Şekil 105: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,314 mm, DBTT 0,093 mm, MPTT 0,220 mm ve DPTT 0,007 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,320 mm, DBKU 0,084 mm ve PKU 0,078 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 106).



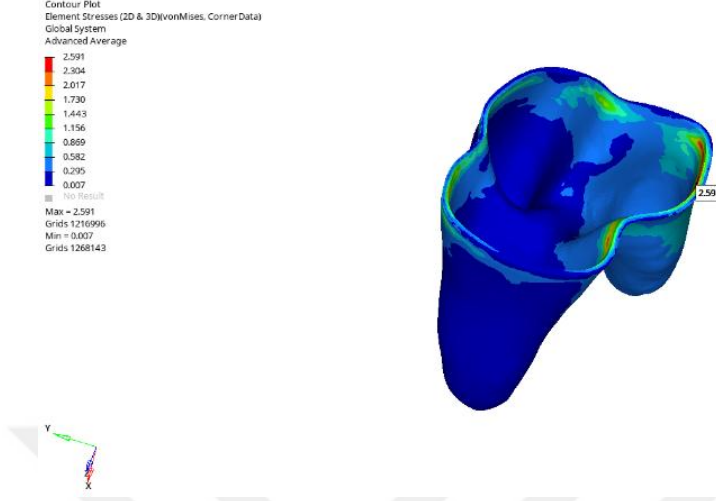
Şekil 106: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,711 mm, DBTT 0,639 mm, MPTT 0,705 mm ve DPTT 0,659 mm; MBKU 0,336 mm, DBKU 0,142 mm ve PKU 0,182 mm olarak saptanmıştır (Şekil 107).



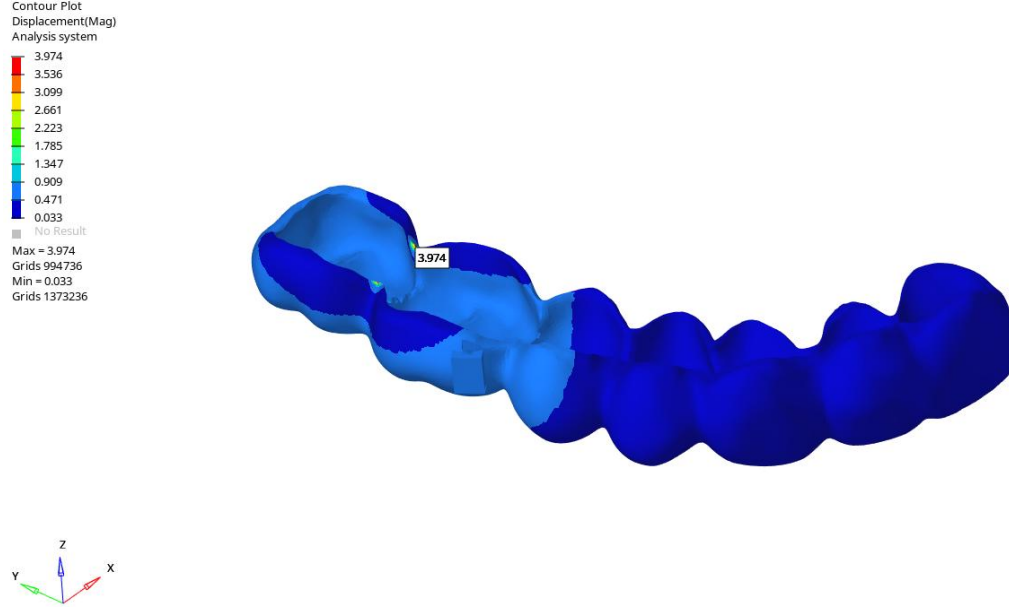
Şekil 107: Toplam Deplasman

PDL'de von Mises stres değeri 2,718 MPa'dır (Şekil 108).



Şekil 108: Von Mises Stres Analizi

Plaktaki deplasman miktarı 3,974 mm bulunmuştur (Şekil 109).

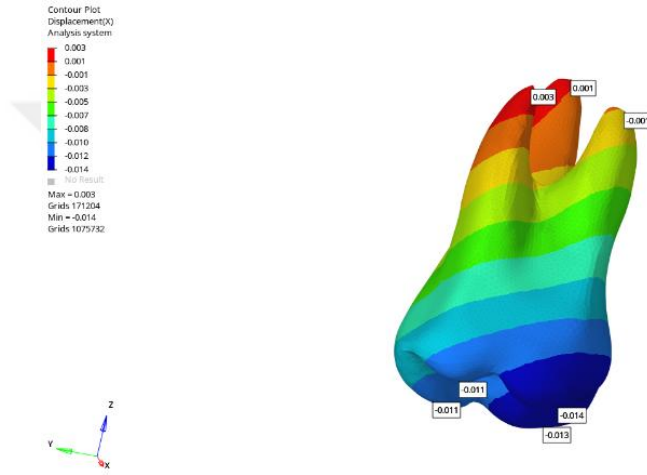


Şekil 109: Plaktaki Deplasman

4.6. Altıncı Modele Ait Bulgular

4.6.1. 1. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde yapılan değerlendirmelerde meziobukkal tüberkül tepesi (MBTT) 0,018 mm, distobukkal tüberkül tepesi (DBTT) 0,015 mm, meziopalatinal tüberkül tepesi (MPTT) 0,017 mm ve distopalatinal tüberkül tepesi (DPTT) 0,014 mm bukkal yönde hareket göstermiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,002 mm bukkal, DBKU 0,004 mm palatinal ve PKU 0,002 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 110).



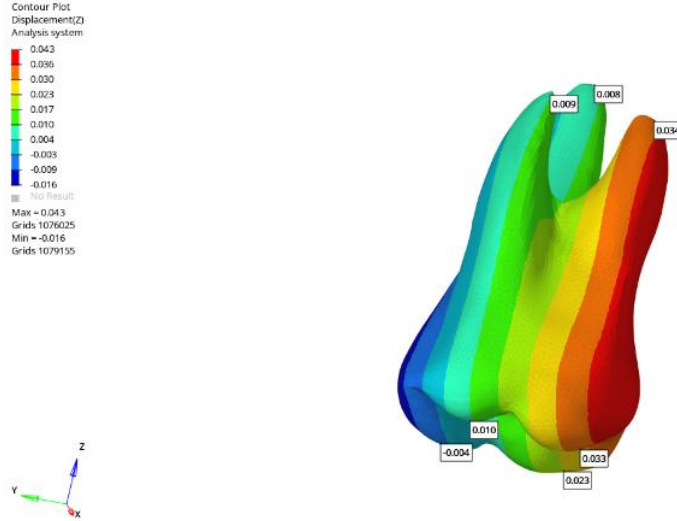
Şekil 110: X Eksen

Y ekseninde MBTT 0,078 mm, DBTT 0,077 mm, MPTT 0,082 mm ve DPTT 0,081 mm mezial yönde; MBKU 0,014 mm, DBKU 0,014 mm ve PKU 0,022 mm distal yönde hareket etmiştir (Şekil 111).



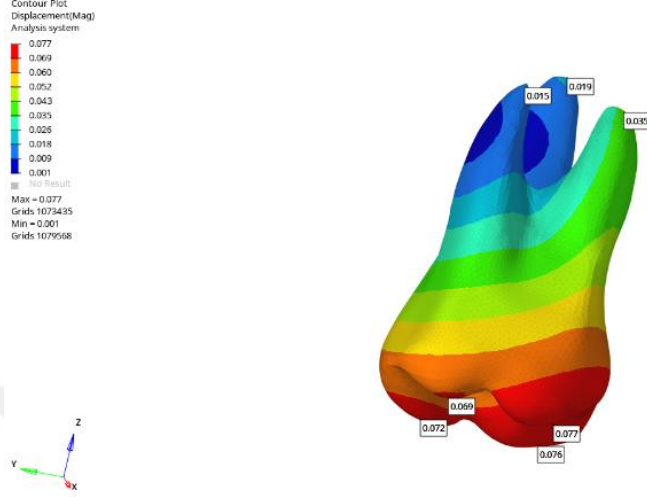
Şekil 111: Y Eksenini

Z ekseninde MBTT 0,039 mm, DBTT 0,012 mm, MPTT 0,029 mm ve DPTT 0,007 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,040 mm, DBKU 0,011 mm ve PKU 0,011 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 112).



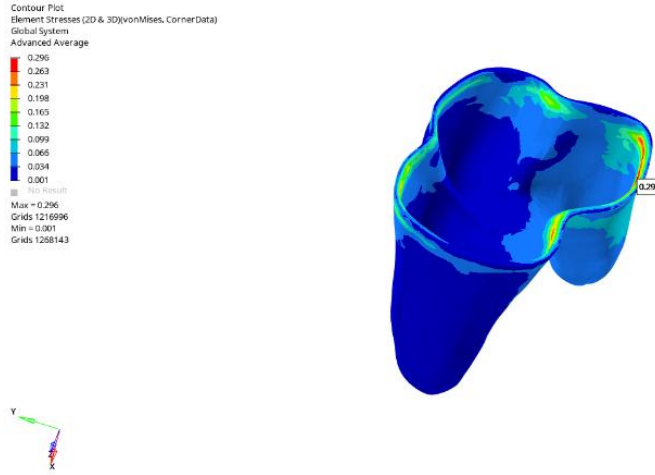
Şekil 112: Z eksenini

Toplam deplasman değerleri incelendiğinde MBTT 0,089 mm, DBTT 0,081 mm, MPTT 0,088 mm ve DPTT 0,084 mm; MBKU 0,042 mm, DBKU 0,020 mm ve PKU 0,024 mm olarak bulunmuştur (Şekil 113).



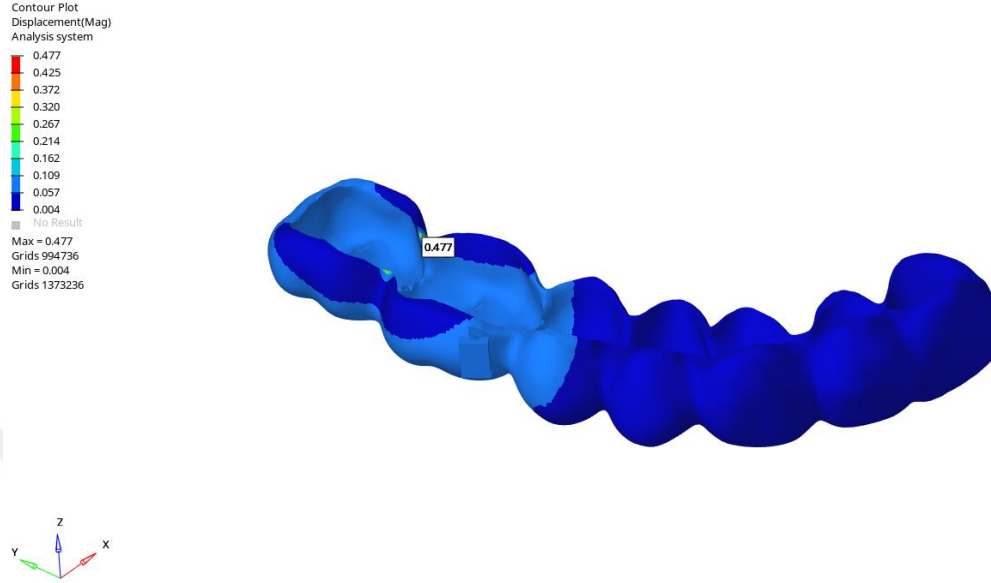
Şekil 113: Toplam Deplasman

Periodontal ligamette (PDL) gözlenen von Mises stres değeri 0,351 MPa'dır (Şekil 114).



Şekil 114: Von Mises Stres Analizi

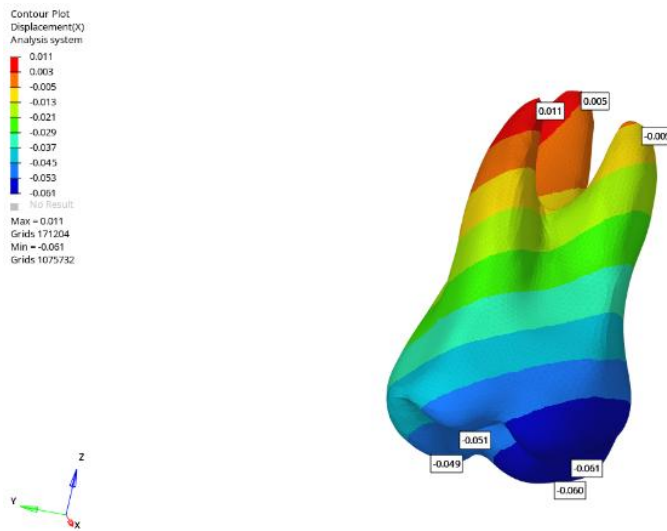
Plaktaki deplasman değeri 0,477 mm bulunmuştur (Şekil 115).



Şekil 115: Plaktaki Deplasman

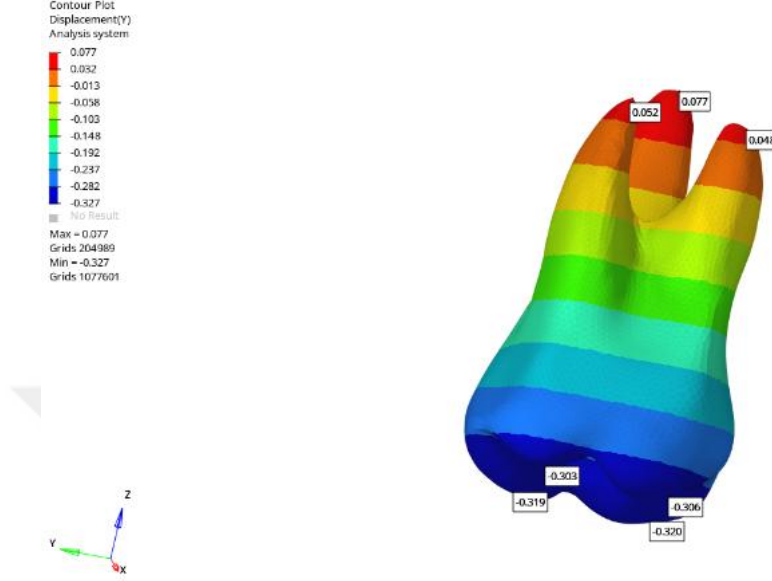
4.6.2. 5. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,072 mm, DBTT 0,061 mm, MPTT 0,070 mm ve DPTT 0,058 mm bukkal yönde hareket etmiştir. Kök uçları değerlendirildiğinde MBKU 0,007 mm bukkal, DBKU 0,014 mm palatinal ve PKU 0,007 mm palatinal yönde yer değiştirmiştir (Şekil 116).



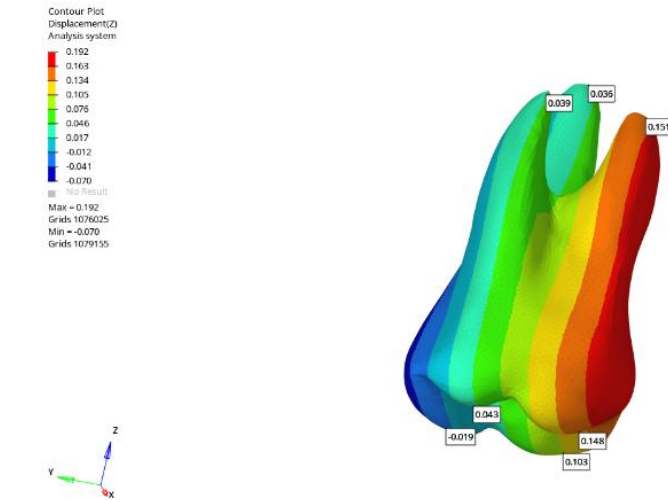
Şekil 116: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,353 mm, DBTT 0,349 mm, MPTT 0,368 mm ve DPTT 0,366 mm mezial yönde; MBKU 0,057 mm, DBKU 0,061 mm ve PKU 0,090 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 117).



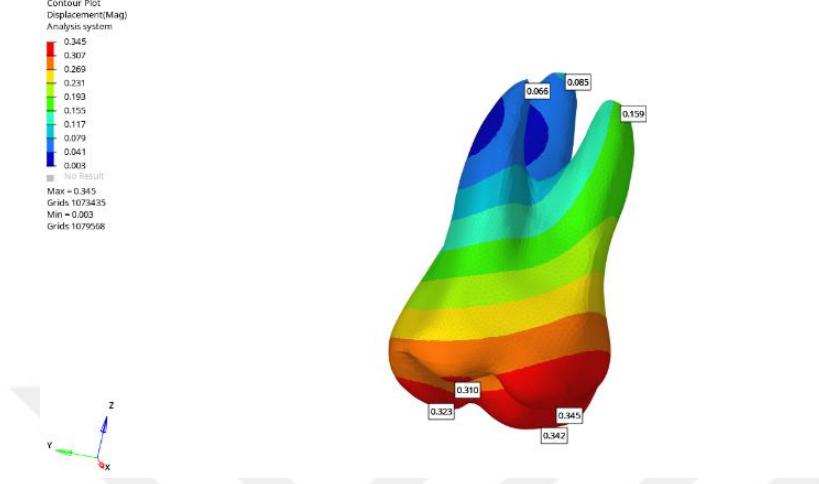
Şekil 117: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,173 mm, DBTT 0,051 mm, MPTT 0,123 mm gingival, DPTT 0,022 mm oklüzal yönde; kök uçlarında MBKU 0,175 mm, DBKU 0,047 mm ve PKU 0,044 mm gingival yönde hareket etmiştir (Şekil 118).



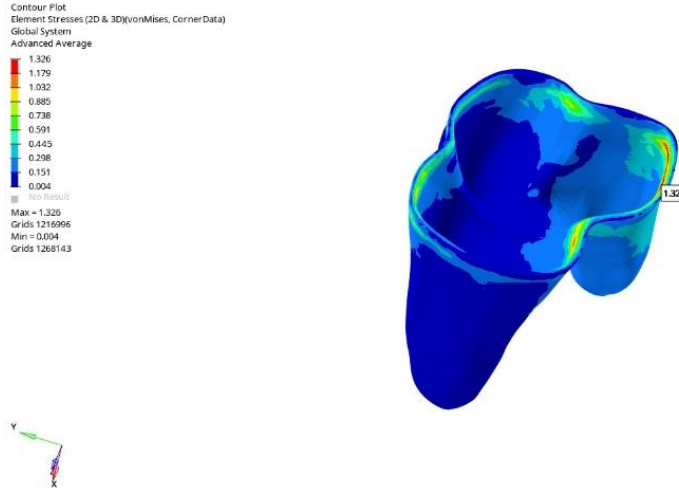
Şekil 118: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,391 mm, DBTT 0,353 mm, MPTT 0,387 mm ve DPTT 0,366 mm; MBKU 0,183 mm, DBKU 0,078 mm ve PKU 0,100 mm olarak saptanmıştır (şekil 119).



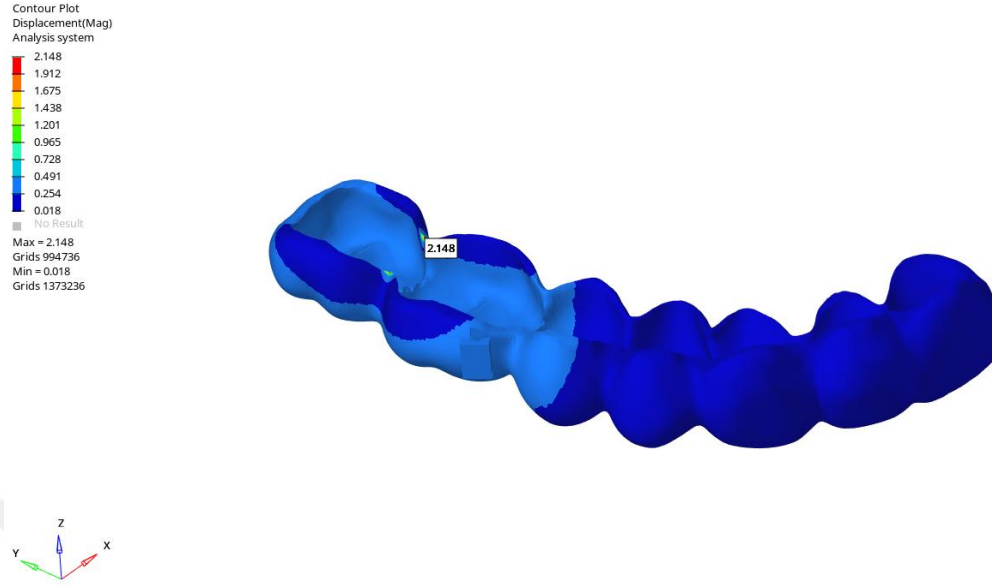
şekil 119: Toplam Deplasman

PDL'deki von Mises stres değeri 1,489 MPa'dır (şekil 120).



şekil 120: Von Mises Stres Analizi

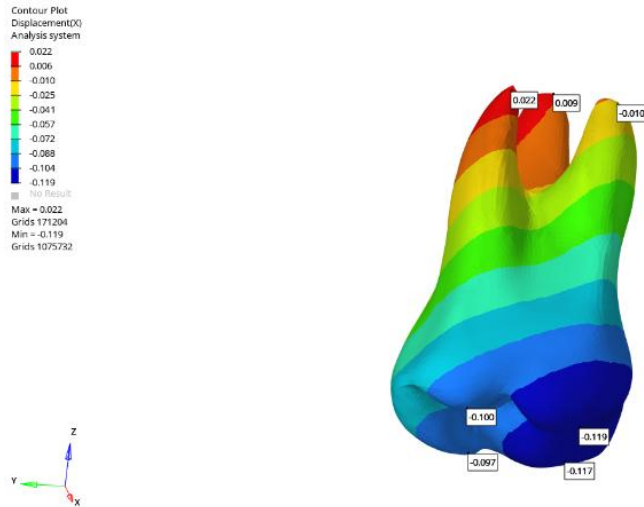
Plaktaki deplasman değeri 2,148 mm bulunmuştur (Şekil 121).



Şekil 121: Plaktaki Deplasman

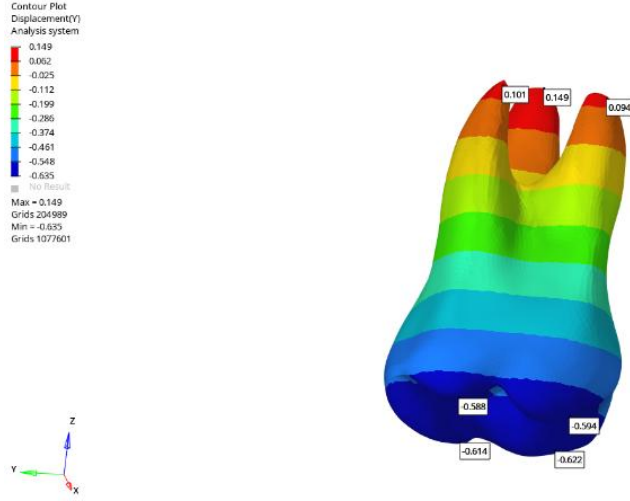
4.6.3. 10. Plak Sonu Bulguları

X ekseninde MBTT 0,132 mm, DBTT 0,110 mm, MPTT 0,129 mm ve DPTT 0,108 mm bukkal yönde yer değiştirmiştir. MBKU 0,013 mm bukkal, DBKU 0,026 mm palatinal ve PKU 0,011 mm palatinal yönde hareket etmiştir (Şekil 122).



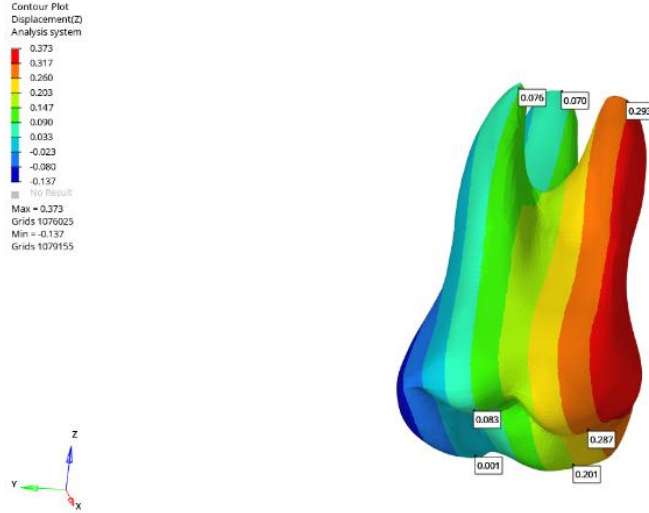
Şekil 122: X eksen

Y ekseninde MBTT 0,640 mm, DBTT 0,634 mm, MPTT 0,670 mm ve DPTT 0,662 mm mezial yönde; MBKU 0,105 mm, DBKU 0,111 mm ve PKU 0,164 mm distal yönde hareket göstermiştir (Şekil 123).



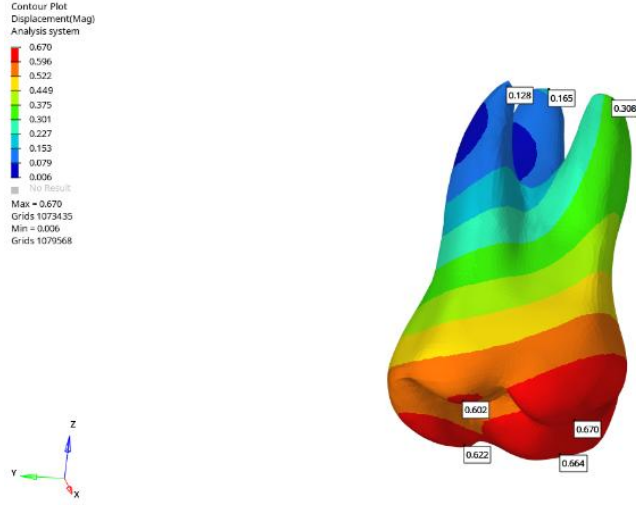
Şekil 123: Y eksen

Z ekseninde MBTT 0,320 mm, DBTT 0,095 mm, MPTT 0,224 mm ve DPTT 0,008 mm gingival yönde yer değiştirmiştir. Kök uçları incelendiğinde MBKU 0,326 mm, DBKU 0,086 mm ve PKU 0,079 mm gingival yönde hareket kaydedilmiştir (Şekil 124).



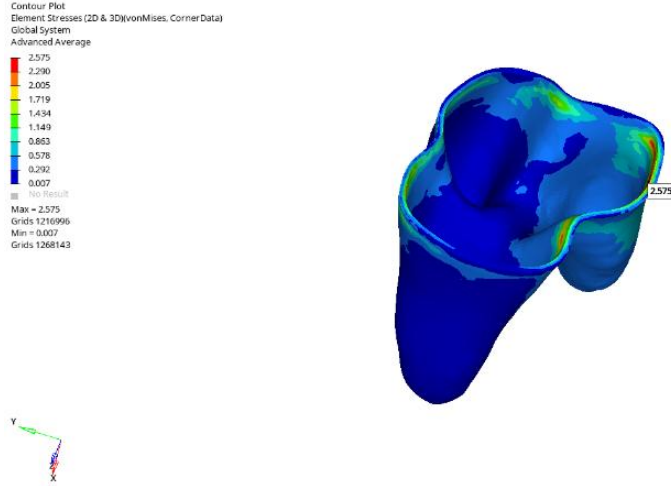
Şekil 124: Z eksen

Toplam deplasman değerleri MBTT 0,718 mm, DBTT 0,646 mm, MPTT 0,712 mm ve DPTT 0,666 mm; MBKU 0,340 mm, DBKU 0,145 mm ve PKU 0,185 mm olarak saptanmıştır (Şekil 125).



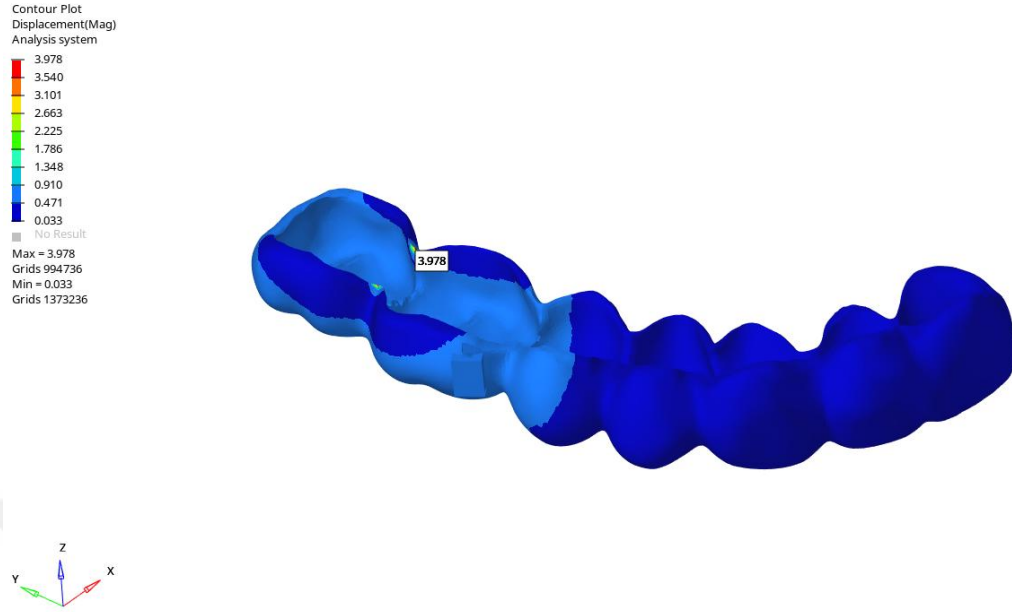
Şekil 125: Toplam Deplasman

PDL’de von Mises stres değeri 2,744 MPa’dır (Şekil 126).



Şekil 126: Von Mises Stres Analizi

Plaktaki deplasman değeri 3,978 mm bulunmuştur (şekil 127).



şekil 127: Plaktaki Deplasman

Tablo 4: Bukkal – Palatinal Yöndeki Hareket Miktarları (X eksenini)

	Model 1		Model 2		Model 3		Model 4		Model 5		Model 6	
	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak
mesiobukkal tüberkül tepesi	-0,015	-0,067	-0,123	-0,014	-0,123	-0,014	-0,121	-0,015	-0,121	-0,014	-0,120	-0,014
distobukkal tüberkül tepesi	-0,012	-0,056	-0,103	-0,012	-0,103	-0,012	-0,102	-0,012	-0,101	-0,012	-0,100	-0,011
mesiopalatinal tüberkül tepesi	-0,014	-0,065	-0,121	-0,012	-0,120	-0,014	-0,119	-0,014	-0,118	-0,014	-0,118	-0,013
distopalatinal tüberkül tepesi	-0,012	-0,053	-0,100	-0,011	-0,100	-0,011	-0,100	-0,011	-0,098	-0,011	-0,097	-0,011
mesiobukkal kök ucu	-0,001	-0,006	-0,011	-0,001	-0,011	-0,001	-0,010	-0,001	-0,011	-0,001	-0,011	-0,001
distobukkal kök ucu	0,003	0,012	0,023	0,003	0,023	0,003	0,023	0,003	0,022	0,003	0,022	0,003
palatinal kök ucu	0,001	0,005	0,009	0,001	0,009	0,001	0,009	0,001	0,008	0,001	0,009	0,001

Tablo 5: Mezial – Distal Yöndeki Hareket Miktarları (Y eksenini)

	Model 1		Model 2		Model 3		Model 4		Model 5		Model 6	
	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak
mesiobukkal tüberkül tepesi	-0,074	-0,333	-0,617	-0,072	-0,613	-0,070	-0,609	-0,072	-0,601	-0,070	-0,598	-0,306
distobukkal tüberkül tepesi	-0,073	-0,330	-0,611	-0,071	-0,608	-0,069	-0,604	-0,071	-0,595	-0,069	-0,592	-0,303
mesiopalatinal tüberkül tepesi	-0,078	-0,349	-0,647	-0,075	-0,642	-0,073	-0,638	-0,076	-0,631	-0,073	-0,626	-0,320
distopalatinal tüberkül tepesi	-0,077	-0,348	-0,638	-0,075	-0,634	-0,073	-0,630	-0,075	-0,623	-0,073	-0,618	-0,319
mesiobukkal kök ucu	0,012	0,055	0,101	0,012	0,099	0,011	0,097	0,012	0,098	0,011	0,096	0,048
distobukkal kök ucu	0,012	0,059	0,108	0,012	0,105	0,012	0,104	0,013	0,105	0,012	0,103	0,052
palatinal kök ucu	0,019	0,086	0,159	0,018	0,156	0,018	0,154	0,018	0,153	0,018	0,151	0,077

Tablo 7: Ekstrüzyon – İntrüzyon Yönündeki Hareket Miktarları (Z Eksenini)

		Z Eksenini																	
		Model 1			Model 2			Model 3			Model 4			Model 5			Model 6		
		1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak
mesiobukkal tüberkül tepesi		0,037	0,164	0,304	0,035	0,158	0,301	0,034	0,153	0,297	0,035	0,159	0,294	0,034	0,153	0,291	0,033	0,148	0,287
distobukkal tüberkül tepesi		0,011	0,049	0,090	0,010	0,047	0,089	0,010	0,045	0,087	0,010	0,047	0,086	0,010	0,045	0,085	0,010	0,043	0,083
mesiopalatinal tüberkül tepesi		0,026	0,116	0,214	0,025	0,111	0,211	0,024	0,107	0,208	0,025	0,112	0,207	0,024	0,107	0,204	0,023	0,103	0,201
distopalatinal tüberkül tepesi		-0,004	-0,019	0,005	-0,004	-0,019	0,004	0,004	-0,019	0,002	-0,004	-0,019	0,003	-0,004	-0,019	0,002	-0,004	-0,019	0,001
mesiobukkal kök ucu		0,037	0,168	0,310	0,036	0,162	0,307	0,035	0,156	0,303	0,036	0,162	0,301	0,035	0,157	0,297	0,034	0,151	0,293
distobukkal kök ucu		0,010	0,045	0,083	0,009	0,043	0,081	0,009	0,041	0,079	0,009	0,043	0,079	0,009	0,041	0,072	0,009	0,039	0,076
palatinal kök ucu		0,009	0,042	0,077	0,009	0,040	0,075	0,008	0,038	0,073	0,009	0,040	0,074	0,008	0,038	0,078	0,008	0,036	0,070

Tablo 6: Dışteki Deplasman Miktarları

		Dışteki Deplasman Değerleri																	
		Model 1			Model 2			Model 3			Model 4			Model 5			Model 6		
		1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak	1.plak	5.plak	10.plak
mesiobukkal tüberkül tepesi		0,084	0,378	0,670	0,081	0,366	0,694	0,079	0,355	0,689	0,082	0,367	0,680	0,079	0,356	0,675	0,077	0,345	0,670
distobukkal tüberkül tepesi		0,075	0,338	0,602	0,073	0,328	0,623	0,071	0,319	0,619	0,073	0,329	0,610	0,071	0,320	0,606	0,069	0,310	0,602
mesiopalatinal tüberkül tepesi		0,083	0,374	0,664	0,080	0,362	0,687	0,078	0,351	0,682	0,081	0,364	0,674	0,078	0,353	0,669	0,076	0,342	0,664
distopalatinal tüberkül tepesi		0,078	0,352	0,622	0,078	0,342	0,642	0,074	0,332	0,638	0,076	0,343	0,630	0,074	0,333	0,626	0,072	0,323	0,622
mesiobukkal kök ucu		0,039	0,176	0,308	0,038	0,170	0,323	0,037	0,164	0,319	0,038	0,171	0,316	0,037	0,165	0,312	0,035	0,159	0,308
distobukkal kök ucu		0,017	0,075	0,128	0,016	0,072	0,136	0,015	0,069	0,133	0,016	0,072	0,133	0,015	0,069	0,131	0,015	0,066	0,128
palatinal kök ucu		0,021	0,095	0,165	0,020	0,092	0,174	0,020	0,088	0,171	0,020	0,092	0,170	0,020	0,088	0,168	0,019	0,085	0,165

Tablo 9: Plaktaki Deplasman Değerleri

Plaktaki Deplasman															
Model1		Model2		Model3		Model4		Model5		Model6					
1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak				
0,481	2,045	4,186	0,490	2,208	4,190	4,194	0,457	2,045	3,971	0,465	2,095	3,974	0,477	2,148	3,978

Tablo 8: PDL' deki Von Mises Stres Değerleri

PDL' deki Von Mises Değerleri															
Model1		Model2		Model3		Model4		Model5		Model6					
1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak	1.plak	10.plak				
0,321	1,445	2,676	0,311	1,403	2,661	2,646	0,313	1,407	2,605	0,303	1,365	2,591	0,296	1,326	2,575

5. TARTIŞMA

5.1. Çalışmanın Amacının Tartışması

Uzun yıllar boyunca, daha karmaşık diş hareketleri gerektirdiği bilinen diş çekimli vakalarda sabit ortodontik apareyler tercih edilmiştir. Şeffaf plak teknolojisinin ilk dönemlerindeki basit plaklar bu denli karmaşık vakaların tedavisine imkân tanımamıştır (92). Ancak, estetik ortodontik apareylere olan hasta talebinin artması ve plaklardaki teknolojik gelişmelerle birlikte, konfor ve ağız hijyeni endişeleri de göz önüne alınarak, çekimli tedaviler dâhil olmak üzere daha karmaşık maloklüzyonların şeffaf plaklarla tedavileri yaygınlaşmıştır (93). Klinisyenin tedavi hedeflerine ulaşmak için uygun ortodontik apareyi seçimi sürecinde; gerekli diş hareketlerinin türlerini, ankraj gereksinimlerini ve özellikle ilgili biyomekaniği dikkate alması gerekmektedir. Ancak literatürde, şeffaf plaklarla uygulanan çekimli tedavilerin biyomekaniğine ilişkin bilgiler oldukça sınırlıdır.

Şeffaf plaklarla çekimli tedavilerde en önemli zorluklardan biri, ankraj kaybı ve istenmeyen devrilme hareketleridir. Literatürde, çok sayıda çalışma bu biyomekanik dezavantajlara dikkat çekmiştir (56,94–96). Baldwin ve arkadaşları (60) premolar çekimli olguda yaptıkları çalışmalarında, şeffaf plak tedavisinin sabit apareylere kıyasla kök paralelliğini kontrol etmekte yetersiz kaldığını ve dişlerin çekim boşluklarına doğru belirgin şekilde devrildiğini rapor etmişlerdir. Bu bulgu, şeffaf plak tedavisinde yalnızca materyalin elastik özellikleriyle kök hareketlerini yeterince kontrol edemediğini ve ek biyomekanik unsurlara ihtiyaç duyulduğunu ortaya koymaktadır.

Bu istenmeyen devrilme hareketini kontrol edebilmek için Xu(96), Ho (95), Lione (94) ve Yang (56) gibi araştırmacılar power arm kullanımını önermektedir. Literatürde power arm kullanımının biyomekanik etkilerini incelemek için sonlu eleman analizi çalışmaları yapılmış ve bu çalışmaların büyük çoğunluğu, çekim boşluklarının kapatılması sırasında kanin retraksiyonuna odaklanmıştır (97–99). İnan ve Gonca (97), farklı power arm uzunluklarının kanin distalizasyonundaki etkilerini değerlendirmiş; Vongtiang (98) ve Eurutairat (99) ise randomize kontrollü klinik çalışmalarda power arm'ın özellikle rotasyon kontrolündeki etkisine odaklanmışlardır. Buna karşılık, şeffaf plaklarla molar mezializasyonunu ele alan

çalışmalar oldukça sınırlıdır. Lyu ve arkadaşları (100) yaptıkları çalışmalarında modifiye bir power arm tasarımlar ve alt molar mezializasyonunu sonlu eleman analizi ile değerlendirmişlerdir. Köse (6) ise 2024 yılındaki tez çalışmasında power arm kullanımı ile molar mezializasyonu sonlu eleman analiz yöntemi ile değerlendirmiştir. Ancak araştırmalarında bu tez çalışmasından farklı olarak minivida ile kuvvet aktarımı değil, plak üzerinden kuvvet aktarımı planlanmıştır. Bu çalışma ise mini vida destekli kuvvet aktarımı ve power arm-ataşman kombinasyonlarını bir arada analiz etmesi bakımından literatürdeki diğer çalışmalardan ayrılmaktadır.

Bu tez çalışmasında, uygulanan kuvvetler sonucunda meydana gelen diş hareketleri, periodontal ligament üzerindeki gerilmeler ve plak deformasyonları farklı plak aşamalarında (1., 5. ve 10. plak) incelenmiştir. Bu yaklaşım, son yıllarda şeffaf plak tedavilerinde kompleks diş hareketlerinden sayılan mezializasyon hareketinin daha kontrollü bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için geliştirilen ek biyomekanik unsurların etkinliğini ortaya koymayı amaçlamaktadır.

Bu tez çalışmasında hipotezimiz, power arm uzunluğunun artmasının maksiller molarların daha gövdesel hareket etmesine katkı sağlayacağı, ayrıca power arm ile ataşman kullanımının mezializasyon sırasında istenmeyen devrilme ve rotasyon etkilerini azaltarak diş hareketinin daha kontrollü gerçekleşmesine yardımcı olacağıdır.

5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışması

Bu tez çalışmasında, kuvvet aktarımı mini vida aracılığıyla sağlanmış ve farklı power arm uzunlukları (6, 8 ve 10 mm) ile ataşman pozisyonlarından (bukkal ve palatinal) oluşan 6 farklı maksiller molar mezializasyonu senaryosu üzerindeki etkiler sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Bu yönüyle çalışma, Lyu ve arkadaşları (100) tarafından mandibular molar mezializasyonunda kullanılan metodolojiye benzerlik göstermektedir. Ancak Lyu ve arkadaşları çalışmalarında ortodonti rutininde kullanılmayan yeni bir power arm tasarımlardır. Çalışmamızda ise prefabrik olarak piyasada mevcut olan power arm çeşidinin modelinin oluşturulması, hekimlerin bu ürüne klinikte daha kolay erişebilmesi ve

dolayısıyla daha sık kullanılması nedeniyle elde edilen sonuçların klinik açıdan daha anlamlı ve uygulanabilir olmasına katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Sonlu elemanlar analizi (SEA), mühendislikle ilgili karmaşık sorunların dijital ortamda çözümlenmesi amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Bu teknik, sürekli yapıları daha küçük ve incelenebilir birimlere bölerek her bir parçanın tepkisini analiz etmeyi ve elde edilen sonuçlarla genel bir sayısal model oluşturmayı temel almaktadır (75).

Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte bu yöntem, diş hekimliği ve ortodonti biyomekaniği alanında da kullanılmaya başlanmıştır. SEA sayesinde dentoalveolar yapılarda gerçekleşen fizyolojik reaksiyonların değerlendirilmesini sağlayan nicel veriler elde edilebilmekte, bu sayede kuvvetlerin uygulama noktası, yönü ve şiddeti ve periodonsiyumdaki stres dağılımları analiz edilebilmektedir. Böylece alveolar kemikte meydana gelecek remodelinge ilişkin öngörüler elde edilebilmektedir (101).

Ortodontide özellikle şeffaf plak tedavilerinde, plak, periodontal ligament ve çevre kemik doku üzerindeki streslerin dağılımlarını incelemek amacıyla SEA sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntem, ortodontik diş hareketinin nasıl gerçekleşebileceğini değerlendirmede ve kuvvet sistemlerinin biyomekanik etkilerini ortaya koymada önemli avantajlar sunmaktadır (102). Ayrıca, PDL'deki stres dağılımı veya plak içindeki kuvvet iletimi gibi deneysel olarak ölçülmesi güç olan parametrelerin modellenmesi, yöntemin araştırmalarda yaygın olarak tercih edilmesine neden olmaktadır.

Bununla birlikte, SEA çalışmalarının sınırlılıkları literatürde sıkça vurgulanmaktadır. Cao ve arkadaşları (103) tarafından yapılan sistematik derlemede, mevcut SEA çalışmalarının çoğunun yalnızca kuvvetin ilk uygulandığı andaki etkileri değerlendirdiği, uzun dönem biyomekanik yanıtların ve periodontal adaptasyonun yeterince incelenmediği belirtilmiştir. Ayrıca, kullanılan yazılımlar, model parametreleri ve veri sunum biçimlerinde standardizasyonun olmaması, elde edilen bulguların karşılaştırılabilirliğini güçleştirmektedir. Şeffaf plak tedavisinde gözlenen tipik yan etkilerin, eşit olmayan stres dağılımından kaynaklandığı ve bu nedenle ataşmanlar ile ek biyomekanik elemanların tedaviye dâhil edildiği rapor

edilmiştir. Bu tez çalışmasında, prefabrik power arm ve mini vida desteği ile daha klinik gerçekçiliği yüksek bir kuvvet sistemi modellenmiş, böylece literatürde rapor edilen kısıtlılıkların bir kısmının azaltılması hedeflenmiştir. Ancak yine de SEA sonuçlarının yalnızca ilk andaki mekanik davranışı yansıttığı ve uzun dönem klinik biyomekanik adaptasyonları içermediği göz önünde bulundurulmalıdır.

Dai ve arkadaşlarının (11) yürüttüğü klinik çalışmada, birinci premolar çekimi ile Invisalign tedavisi gören 30 bireyde öngörülen ve gerçekleşen diş hareketleri karşılaştırılmıştır. Bulgular, maksiller birinci molarların planlanan distale devrilme yerine meziale devrildiğini ve öngörülenden daha fazla mezial yönde hareket ederek ankraj kaybına yol açtığını göstermiştir. Ayrıca, santral kesicilerde öngörülenden daha az retraksiyon, daha fazla palatine devrilme ve ekstrüzyon saptanmıştır. Çalışmada ataşman tiplerinin etkisi de değerlendirilmiş ve 3 mm dikey ataşmanların, molar ankraj kontrolünde yetersiz kaldığı; buna karşın horizontal ve özellikle G6 optimize ataşmanların daha iyi kontrol sağladığı bildirilmiştir. Bu sonuçlara karşın çalışmamızda ataşman olarak 3 mm dikey ataşman kullanılmasının sebebi, şeffaf plak tedavi rutinlerinde power arm'ların dikey ataşmanların içerisine yerleştirilerek kullanılmasıdır. Gelecek çalışmalarda, ataşman içerisine yerleştirilen power arm'ların yerine doğrudan dişe uygulanan power arm'ların özellikle bukkal ya da palatinal horizontal ataşmanlarla birlikte kullanıldığında, ankraj kontrolü ve kök hareketlerinin yönlendirilmesi açısından daha avantajlı olup olmayacağı karşılaştırmalı olarak değerlendirilmelidir.

Lyu ve arkadaşlarının (100) çalışması, mandibular ikinci molarların mezializasyonunu konu almış ve farklı ek mekaniklerin biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar analiziyle değerlendirmiştir. Çalışmada üç konfigürasyon incelenmiştir: yalnızca şeffaf plak, molar üzerine yerleştirilen buton aracılığıyla Sınıf II elastik uygulaması ve meziale doğru uzanan modifiye power arm kullanımı. Bulgular, modifiye power arm'ın kökün de meziale hareket etmesine katkıda bulunduğunu ve gövdesel harekete en yakın sonucu sağladığını göstermiştir. Kullandıkları power arm'ın uzunluğu 6 mm iken sonundan meziale doğru 10 mm'lik bir uzantı tasarlamışlardır. Bu çalışmada da en kısa power arm 6 mm olarak

planlanmış ve daha iyi kontrol sağlayacağı hipoteziyle 8 mm ve 10 mm'lik power arm'lar da eklenmiştir.

5.3. Bulguların Tartışması

Lyu ve arkadaşları (100), mandibular ikinci molarların mezializasyonunu inceledikleri iteratif sonlu elemanlar analizlerinde, yalnızca şeffaf plak kullanımının belirgin şekilde meziale devrilmeye yol açtığını rapor etmişlerdir. Bu çalışmada, şeffaf plakların kendi başına uyguladığı kuvvetlerin dişin merkez direnç noktasına yeterince iletilemediği, dolayısıyla özellikle kök bölgesinde hareketin sınırlı kaldığı ve kron kısmının meziale doğru devrildiği ortaya konulmuştur. Buna karşın, ek biyomekanik unsurların sisteme dahil edilmesiyle daha kontrollü hareket sağlanabileceği gösterilmiştir. Araştırmacılar, modifiye power arm desteğini sisteme eklediklerinde köklerin hareket miktarının kron ile daha uyumlu hale geldiğini, devrilme etkisinin azaldığını ve dişin gövdesel hareketinin belirgin ölçüde iyileştiğini bildirmişlerdir. Bu bulgular, şeffaf plak biyomekaniğinde yalnızca materyalin elastik özelliklerine dayalı kuvvet aktarımının yeterli olmadığını, ancak yardımcı aparatlar aracılığıyla kuvvetin dişin direnç merkez doğru yönlendirilmesi sayesinde daha dengeli ve klinik açıdan arzu edilen hareketlerin elde edilebileceğini göstermektedir.

Cao ve arkadaşlarının (103) şeffaf plak biyomekaniğini sonlu eleman analizleri üzerinden değerlendirdikleri sistematik derleme çalışmasında da benzer şekilde, tipik yan etkilerin (ankraj kaybı, posterior dişlerde meziale devrilme, anterior dişlerde linguale devrilme ve 'roller-coaster effect') çoğunlukla stres dağılımındaki dengesizliklerden kaynaklandığı bildirilmiştir. Araştırmacılar, bu yan etkilerin azaltılabilmesi için; ataşmanlar, elastikler, power ridge ve çok katmanlı şeffaf plak tasarımlarının etkili yardımcı unsurlar olduğunu vurgulamışlardır. Bu bulgu, çalışmamızda da gözlemlendiği gibi kök kontrolünün sağlanabilmesi için ek biyomekanik unsurların tedavi planlamasına entegre edilmesi gerekliliğini desteklemektedir.

Bu tez çalışmasında kısa olarak kabul ettiğimiz 6 mm'lik power arm ile daha fazla diş hareketi sağlandığı ancak belirgin devrilme ve PDL'de yüksek stres gerçekleştiği gösterilmiştir. Lyu ve arkadaşları(100) 6 mm'lik power arm'a 10

mm'lik mezial uzantı ekleyerek kuvvetin dışın direnç merkezine doğru yönlendirilmesini hedeflemişler ve böylece daha dengeli ve klinik açıdan arzu edilen hareketlerin elde edilebileceğini belirtmişlerdir. Buna karşılık bu tez çalışmasının sonuçlarının gösterdiği üzere uzun power arm kullanımı ile de kök ve kron hareketi arasındaki uyum artırılmış, gövdesel hareket daha kontrollü hale getirilmiştir. Mandibular ikinci molar ile maksiller birinci moların morfoloji ve biyomekanik karakteristiklerinin birbirinden farklı olduğu ve her iki çalışmada kullanılan yardımcı unsurların eşleşmediği göz önünde bulundurulduğunda, bu iki çalışmanın doğrudan karşılaştırılması uygun olmasa da gelecekteki çalışmalar kapsamında eğimli veya farklı uzunluklara sahip power arm konfigürasyonlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi, şeffaf plak biyomekaniğinin daha sistematik olarak anlaşılmasına ve literatüre anlamlı katkılar sağlanmasına olanak tanıyacaktır. Nihara ve arkadaşlarının (104) sabit ortodontik tedavide mandibular ikinci molarların minivida destekli mezializasyonunu inceledikleri sonlu elemanlar analizinde, molar bant üzerine yerleştirilen 0.022×0.028 inç çift slotlu bukkal tüp kullanılmış ve 0.019×0.025 inç paslanmaz çelik dikdörtgen telden farklı uzunluklarda (2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm ve 10 mm) power arm modelleri oluşturulmuştur. Çalışmada 8 ve 10 mm uzunluğundaki power arm'ların meziale devrilmeyi elimine ettiği, en uygun kuvvet sisteminin ise 10 mm'lik power arm ile labialden uygulanan kuvvetin yarısı veya eşit büyüklükte lingual kuvvet uygulanmasıyla sağlandığı rapor edilmiştir. Minivida yüksekliğinin hareket paternine etkisinin minimal olduğu, esas belirleyici faktörün power arm uzunluğu olduğu sonucuna varılmıştır. Özellikle 8 mm'lik power arm ile translasyona en yakın hareket sağlanırken, 10 mm'lik power arm ile kök kontrolü sağlanmış ancak hafif distale devrilme eğilimi oluşturmuştur. Buna karşılık 6 mm'lik power arm kullanıldığında, meziale devrilme eğilimi tamamen elimine edilememiş, kök kontrolü açısından yetersiz kalmıştır. Bu nedenle 6 mm uzunluğun, devrilmeyi azaltmakla birlikte tam bir kontrol sağlamadığı; ancak 8 ve 10 mm'ye kıyasla daha fazla mezial hareket etkinliği sunduğu rapor edilmiştir. Bu bulgular, çalışmamızda da gözlenen şekilde 8-10 mm'lik power arm kullanımlarının kök kontrolünü artırması ile paralellik göstermektedir. Bu tez çalışmasında da benzer şekilde, power arm yüksekliği arttıkça devrilme kontrolü sağlansa da mezializasyon

miktarının kısıtlandığı gözlenmiş olup, bu bulgular Nihara ve arkadaşlarının sonuçlarını desteklemektedir.

Bai'nin (105) 2019 yılında tamamladığı ve mandibular birinci moların ikinci küçük azı çekim boşluğuna sabit ortodontik apareyler ile mezializasyonunun biyomekanik simülasyonunu amaçladığı tez çalışmasında, farklı minivida uzunlukları ve power arm uzunlukları (2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm ve 10 mm) ile oluşturulan kuvvet sistemleri sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edilmiştir. Çalışmada, power arm uzunluğu arttıkça meziale devrilmenin azaldığı, kök ve kron hareketi arasındaki uyumun arttığı ve böylelikle daha kontrollü bir gövdesel hareket elde edildiği rapor edilmiş, 6 mm'lik power arm uzunluğunun en uygun biyomekanik koşulu sağladığı belirtilmiştir. Ancak bu bulgu sadece devrilme kontrolü açısından çıkarılan bir sonuç değil, yer değiştirmenin de ciddi anlamda azalması sebebiyle yapılan bir değerlendirmedir. Bu çalışmada da 6 mm'lik power armlardan 10 mm'lik power arm senaryosuna doğru hareket etkinliğinin azaldığı bulgusu benzerlik göstermektedir. Bu karşılaştırmayı yaparken Bai'nin (105) tezinde mandibular birinci moların mezializasyonunun 0.019" × 0.025" paslanmaz çelik ark teli üzerinde kaydırmalı mekanikler aracılığıyla gerçekleştirildiğini dolayısıyla yüksek rijiditeye sahip ark tellerinin diş hareketlerinin kontrolünde biyomekanik avantaja sahip olduğu bilinmelidir. Buna karşılık, şeffaf plak sistemlerinin materyal özellikleri gereği rijiditeleri sabit ark tellerine kıyasla oldukça düşüktür ve bu nedenle, sabit mekaniklerle elde edilen devrilme kontrolünün milimetrik ya da açisal değerlerle şeffaf plak sistemleriyle doğrudan karşılaştırılması biyomekanik açıdan anlamlı değildir. Ancak, her iki sistemde de power arm uzunluğunun devrilme üzerindeki düzenleyici etkisi dikkate alındığında, farklı aparey tiplerinde kontrol mekanizmasının benzer şekilde çalıştığı söylenebilir.

Ölmez ve arkadaşları (106) yaptıkları SEA çalışmasında, sabit ortodontik mekaniklerle mandibular birinci molar dişin çekim boşluğunun kapatılmasında mandibular ikinci molarların mezializasyonu için farklı biyomekanik yaklaşımları değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Çalışmada power chain mekanikleri ile minivida destekli coil spring ve power arm sistemleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada kullanılan 8 mm'lik power arm, sabit ortodontik mekaniklerde molar tüpün altından

uzatılacak şekilde modellenmiştir. Dolayısıyla başlangıç noktası dişin servikal bölgesine daha yakın olup, bizim çalışmamızdaki şeffaf plak sistemlerinde kullanılan ve dişin orta üçlüsünden itibaren başlayan power arm konfigürasyonuna göre daha apikal bir yerleşim göstermektedir. Bu farklılık dikkate alındığında, söz konusu çalışmadaki 8 mm'lik power arm uzunluğu, bizim çalışmamıza göre direnç merkezinin daha da apikaline ulaşmaktadır. Bununla birlikte elde edilen sonuçlara bakıldığında, ilgili konfigürasyonun kök ve kron hareketlerinde paralelliği sağladığı ve hatta hafif distale devrilme eğilimi oluşturduğu rapor edilmiştir. Bu bulgular, farklı aparey tipleri arasında bir değerlendirme olsa da power arm uzunluğunun hareket paternini belirlemedeki kritik rolü ile çalışmamızda elde edilen sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Bu tez çalışmasının bulgularına göre en iyi rotasyon kontrolü üçüncü ve beşinci senaryolarda elde edilmiştir. Üçüncü senaryoda bukkal taraftaki cut out bölgesine yerleştirilen 10 mm'lik power arm ile palatinal dikey ataşman, beşinci senaryoda ise konvansiyonel dikey ataşman içerisine entegre edilmiş 8 mm'lik power arm kullanılmıştır. Tüm senaryolarda 200 g'lık mezial kuvvet sabit tutulduğundan ve power arm uzatmaları yalnızca oklüzio-gingival yönde gerçekleştiğinden, kuvvet hattının rotasyon merkezine göre konumu değişmemiştir. Dolayısıyla moment oluşumunda belirleyici bir farklılık bulunmamaktadır. Bu nedenle, rotasyonel kontrolün iyileşmesini sağlayan temel unsurun ataşman konumu olduğu düşünülse de bulgulara göre hem bukkal hem palatinaldeki ataşmanın aynı rotasyon kontrol değerlerine sahip olması, ataşman konumundan ziyade bu iki senaryodaki kombinasyonların, şeffaf plağın dişi kavrama kapasitesini artırarak moment etkilerini dengelemesi ile açıklanabilir. Benzer şekilde, Köse'nin (2024) tez çalışmasında bukkal tarafta konumlandırılan ataşmanların mezio-palatinal rotasyonu artırdığı, rotasyon kontrolünün sağlanabilmesi için palatinalden ek ataşman veya yardımcı mekaniklerin gerekebileceği bildirilmiştir. Bu sonuç da bu çalışmanın bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

Elde edilen bulgular, ataşman yerleşiminin mezializasyon sırasında kök kontrolü üzerinde belirleyici bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir. Çalışmada daha önce de belirtildiği üzere iki türlü ataşman yerleşimi planlanmıştır: Birincisi şeffaf

plaklarla birlikte sıklıkla kullandığımız power arm'ın ataşmanın içine yerleştirilerek sabitlendiği dişin bukkal yüzeyindeki dikey konvansiyonel ataşman, ikincisi ise bukkal yüzeydeki cut-out bölgesine yapıştırılan buton tabanlı power arm ve dişin palatinal yüzeyindeki dikey konvansiyonel ataşman. Bu çalışmanın bulguları, ataşman yerleşim konfigürasyonlarının kök kontrolünde belirleyici rol oynadığını ortaya koymuştur. Özellikle bukkal yüzeye yerleştirilen dikey konvansiyonel ataşman içine entegre edilen power arm ve bukkalde cut-out ile yerleştirilen butonlu power arm ve palatinal dikey konvansiyonel ataşman kombinasyonu arasında farklı biyomekanik yanıtlar gözlenmiştir. Literatürde ataşmanların kök kontrolüne etkisi konusunda benzer sonuçlar rapor edilmiştir. Garino ve arkadaşlarının (107) Invisalign şeffaf plakları ile yapılan molar distalizasyonunu inceledikleri klinik çalışmalarında, dikey dikdörtgen kompozit ataşmanların kontrol edici rolü ortaya konmuştur. Kaninden ikinci molara kadar tüm distalize edilen dişlere yerleştirilen dikey dikdörtgen ataşmanların kullanıldığı grupta molarların gövdesel hareketi sağlandığı, ankraj kaybı önlendiği bildirilmiştir. Buna karşılık daha az sayıda dişe ataşman uygulandığında veya ikinci molarlara ataşman yerleştirilmediğinde kontrolsüz devrilme ve beraberinde ankraj kaybı gözlenmiştir. Bu bulgularla, şeffaf plak tedavisinde ataşmanların rijiditeyi artırıcı ve kök kontrolünü destekleyici kritik elemanlar olduğunu belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında da senaryolaştırılan dikey dikdörtgen ataşmanın kök kontrolünü artırması, Garino ve arkadaşlarının bulgularıyla uyum göstermektedir.

Benzer şekilde, 2024 yılında tamamlanan SEA tezinde farklı ataşman tipleri (dikey, yatay ve açılı dikdörtgen) ve bunların 6 mm'lik power arm ile kombinasyonları test edilmiştir (6). Çalışmada tüm senaryolarda mezializasyon kontrolsüz devrilme eğilimiyle gerçekleşmiş olsa da en iyi devrilme kontrolü yalnızca dikey dikdörtgen ataşman senaryosunda elde edilmiştir. Yatay veya açılı ataşmanlar daha az etkili bulunmuş ve ayrıca power arm eklenmesi ise gövdesel hareketi sağlamamış aksine istenmeyen devrilmeyi ve meziopalatinal rotasyonu artırmıştır. Bu sonuçlar, şeffaf plaklarla yapılan mezializasyonda devrilme kontrolünün en etkin biçimde dikey dikdörtgen ataşmanlarla sağlanabileceğini ve power arm kullanımının sabit mekaniklerde olduğu gibi olumlu etki göstermediğini bildirmişlerdir. Bunun sebebinin power arma kuvvet uygulama noktasının molar dişin direnç merkezinin

daha oklüzalinde kalması olabileceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada ise daha yüksek power arm'lar kullanılmasıyla bu dezavantajı dengeleyen bir kuvvet sistemi oluşturmuş ve kök kontrolünün artmasına katkı sağlamıştır. Dolayısıyla, şeffaf plak tedavisinde kök kontrolünün sağlanabilmesi için power arm yüksekliğinin direnç merkezine daha yakın olacak şekilde planlanması ve dikey dikdörtgen ataşmanlarla birlikte kullanılması gerektiği söylenebilir. İlerleyen çalışmalarda, 6 mm power arm yerine farklı boyutlardaki power arm'ların palatinal ataşmanlarla kombinasyonlarının test edilmesi, kök kontrolünü daha da optimize edebilecek stratejilerin geliştirilmesine katkı sağlayabilir.

Türk'ün (108) tez çalışmasında, şeffaf plaklarla gerçekleştirilen molar distalizasyonu sırasında farklı ataşman tiplerinin biyomekanik etkileri incelenmiştir. Ataşmansız modellerin yanı sıra, dikey dikdörtgen ataşman, 25° eğimli dikey dikdörtgen ataşman ve ikili horizontal ataşman kullanılan modeller oluşturulmuştur. Çalışmada en fazla devrilme ataşmansız modellerde gözlenirken, en az devrilme ise 25° eğimli dikey dikdörtgen ataşman senaryosunda elde edilmiştir. Palatinal kökün en az mezial hareketi ise ikili horizontal ataşman kullanılan modellerde rapor edilmiştir. Literatürde genellikle şeffaf plaklarla yapılan hareketlerde devrilme kontrolünün en iyi şekilde dikey dikdörtgen ataşmanlarla sağlandığı bildirilirken, bu tez çalışmasında farklı bir ataşman tipinin (25° eğimli dikey dikdörtgen) devrilme kontrolünde daha üstün olduğu ortaya konmuştur. Çalışma bu yönüyle tez çalışmamızdan farklılık göstermektedir. Ataşman tasarımının hareket kontrolünde kritik bir değişken olduğu düşünülürse yeni ataşman tiplerinin araştırılması gerekliliği görülmektedir.

Mamboleo ve arkadaşları (108) bir maksilla modeli üzerinden gerçekleştirdikleri sonlu elemanlar analizinde, farklı ataşman şekillerinin (dikdörtgen, kare, trapezoid, oval ve yarım daire) ve yerleşimlerinin (bukkal veya bukkal-lingual) şeffaf plaklarla molar hareketine etkilerini incelemişlerdir. Çalışmada mezializasyon, intrüzyon, ekstrüzyon ve rotasyon hareketleri ayrı ayrı simüle edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, bukkal ataşman yerleşimine göre bukkal ve lingual yüzeylerde birlikte uygulanan çift ataşman konfigürasyonunun köklerin şeffaf plak kuvvetlerine daha iyi dahil olmasını sağladığı ve diş hareketinin daha paralel ve gövdesel

gerçekleşmesine katkıda bulunduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte, bu konfigürasyonun periodontal ligamentte daha yüksek gerilmelere ve çevre kemikte daha fazla stres birikimine yol açtığı gösterilmiştir. Gelecek çalışmalarda bukkal ataşman içerisine entegre edilen power arm uygulamalarının, bukkal ve palatinal ataşmanların kombine yerleşimleriyle karşılaştırmalı olarak incelenmesi, kök kontrolünü artırmaya yönelik daha sistematik veriler sağlayabilir.

Çalışma sonuçlarına göre, mezializasyon sırasında belirli düzeyde devrilmenin kaçınılmaz olduğu göz önünde bulundurulduğunda, başlangıç hasta seçiminde distale devrilme eğilimi gösteren vakaların tercih edilmesi daha uygun olacaktır. Aksi takdirde, kontrollü bir mezializasyon sağlamak ve aynı zamanda plak uyumunu koruyabilmek için her bir plakta planlanan hareket miktarının oldukça minimal tutulması ve dolayısıyla tedavi sürecinde yüksek sayıda plak kullanımına hazırlıklı olunması gerekmektedir.

Bu tez çalışmasındaki limitasyon, şeffaf plaklarla gerçekleştirilen mezializasyon hareketinde ilk plak sonrasında ortaya çıkan biyomekanik özellikleri sonlu elemanlar analizi ile ortaya koymasındadır. Ancak bu yaklaşım, kuvvet uygulamasının yalnızca başlangıç aşamasındaki etkilerini yansıtmaktadır. Klinik anlamlılığın daha da artırılabilmesi için ileride yapılacak araştırmalarda, Baek ve arkadaşlarının (109) geliştirdiği tekrarlayan kompanzasyon protokolüne benzer yöntemlerin uygulanması önem arz etmektedir. Söz konusu çalışmada, her aşamada gerçekleşen gerçek diş hareketi bir sonraki aşamanın planlamasına dâhil edilmiş ve böylece kümülatif hatalar minimize edilmiştir. Bu yöntem sayesinde devrilme açısı 6°'den $\leq 1^\circ$ 'ye düşürülmüş, dişin kron ve kökünün senkronize hareketiyle daha kontrollü gövdesel hareket sağlanmıştır. Dolayısıyla, ilerideki çalışmalarda iteratif yaklaşımların benimsenmesi, şeffaf plaklarla çekimli tedavilerde biyomekanik kontrolün klinik olarak daha uygulanabilir ve öngörülebilir hale gelmesine katkıda bulunabilir. Benzer şekilde Kim ve arkadaşlarının (2025) şeffaf plaklarla birinci premolar çekim boşluklarının kapatılması üzerine yaptıkları çalışmada, klasik protokol ile iteratif kompanzasyon protokolü karşılaştırılmıştır (110). Klasik protokelde her bir şeffaf plak için başlangıçta planlanan 0,25 mm'lik hareket sabit şekilde uygulanmış, gerçekleşen hareketler göz önüne alınmadan tedavi

ilerletilmiştir. İteratif kompanzasyon protokolünde ise her aşamanın planlaması, bir önceki aşamada gerçekten gerçekleşen hareket miktarı dikkate alınarak yeniden yapılmıştır. Bulgulara göre klasik protokolde planlanan hareketin yalnızca %37'si ilk adımda gerçekleşmiş, sekizinci aşamada bu oran %12'nin altına düşmüş; kümülatif devrilme 8. aşamada 6°'yi aşmış, kök ve kron hareketleri arasındaki uyumsuzluk belirginleşmiş ve ekstrüzyon eğilimi ortaya çıkmıştır. Buna karşılık kompanzasyon protokolünde başarı oranı daha yüksek kalmış (ilk aşamada %45, sekizinci aşamada %15'in üzerinde), kümülatif devrilme baskılanmış ve açılal değerler $\leq 1^\circ$ düzeyinde tutulmuştur. İlerideki çalışmalarda mevcut tez çalışmasının da iteratif yöntemle geliştirilmesi literatüre önemli katkılar sağlayacaktır.

Bu çalışmada en yüksek PDL stresinin en kısa power arm olan senaryoda çıkması bu bulguyu desteklemektedir. Kang ve arkadaşları (111) da yaptıkları SEA çalışmalarında şeffaf plaklarla yapılan birinci premolar çekimli tedavilerinde, farklı üst kesici diş protrüzyon derecelerinin dişlerin yer değiştirmesi ve PDL üzerindeki stres dağılımına etkisini incelemiştirlerdir. Kang ve arkadaşları premolar çekimli olgularda kesici dişlerde palatinal devrilme ve ekstrüzyon, posterior bölgede ise meziale devrilme eğilimi rapor etmişlerdir. Araştırmada mevcut çalışmadaki bulgulara paralel olarak periodontal ligament üzerindeki stres dağılımının klinik açıdan kritik olduğunu ve kısa biyomekanik kolların bu stresleri artırarak kök rezorpsiyonu riskini yükselttiğini vurgulamaktadır.

Gelecek çalışmalarda, elde edilen bu bulguların in vivo klinik verilerle, kök rezorpsiyon oranları, diş stabilitesi ve tedavi süresi gibi parametrelerle desteklenmesi önerilmektedir. Ayrıca, farklı ataşman geometrileri, güç kolu açıları, elastik uygulama kombinasyonları ve hasta bazlı bireysel farklılıkların detaylı biçimde incelenmesi, mezializasyon hareketinin yavaşlatılması şeffaf plak tedavisinin daha öngörülebilir ve etkili hale getirilmesine katkı sağlayacaktır.

Bu tez çalışmasının bulguları şeffaf plak tedavilerinde maksiller birinci molar mezializasyonu gibi zorlu hareketlerin yalnızca dikkatle planlanmış mekanik kombinasyonlarla ve gerektiğinde sabit sistemlerle desteklenerek güvenli biçimde yapılabileceğini göstermektedir. Böylelikle dijital planlama araçları ile klinik sonuçlar arasındaki farkların azaltılması mümkün olabilecektir.

SONUÇLAR

1. Bukkalden ataşman kullanımı, meziopalatinal rotasyon miktarını artırmaktadır.
2. Power arm kullanımı, molar dişlerde meziopalatinal rotasyon eğilimini artırmaktadır.
3. Power arm uzunluğu yetersiz olduğunda kontrolsüz mezial devrilme artmaktadır.
4. En fazla kontrolsüz mezial devrilme, palatinal ataşman ve kısa power arm kullanımında ortaya çıkmaktadır.
5. En az kontrolsüz mezial devrilme, power arm ve dikdörtgen palatinal ataşmanın birlikte kullanıldığı durumda gözlenmektedir.
6. Dijital tedavi planlamalarında power arm uzunluğu, ataşman geometrisi ve kuvvet uygulama noktası diş hareketini kontrol etmede kritik parametreler olarak değerlendirilmelidir.

KAYNAKÇA

1. Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J.* Mart 2017;62:58-62.
2. Meng X, Wang C, Xu W, Wang R, Zheng L, Wang C, vd. Effects of different designs of orthodontic clear aligners on the maxillary central incisors in the tooth extraction cases: a biomechanical study. *BMC Oral Health.* Haziran 2023;23:416.
3. Ke Y, Zhu Y, Zhu M. A comparison of treatment effectiveness between clear aligner and fixed appliance therapies. *BMC Oral Health.* Ocak 2019;19.
4. Gao Y, Sun X, Yan X, Tang Z, Lai W, Long H. Orthodontic Practitioners' Knowledge and Education Demand on Clear Aligner Therapy. *Int Dent J.* Şubat 2024;74:81-7.
5. Tamer I, Oztas E, Marsan G. Orthodontic Treatment with Clear Aligners and The Scientific Reality Behind Their Marketing: A Literature Review. *Turk J Orthod.* Aralık 2019;32:241-6.
6. Köse E. Şeffaf plaklarla yapılan maksiller molar mezializasyonunda konvansiyonel ataşmanların ve power-arm kullanılmasının biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi Evaluation of the biomechanical effects of the use of conventional attachments and the use of power-arm in maxillary molar mesalization with clear aligners by finite element analysis. 2024.
7. Dardengo C de S, Fernandes LQP, Capelli Júnior J. Frequency of orthodontic extraction. *Dental Press J Orthod.* Şubat 2016;21(1):54-9.
8. Jaber ST, Hajeer MY, Sultan K. Treatment Effectiveness of Clear Aligners in Correcting Complicated and Severe Malocclusion Cases Compared to Fixed Orthodontic Appliances: A Systematic Review. *Cureus.* Nisan 2023;
9. Dai F fan, Xu T min, Shu G. Comparison of achieved and predicted crown movement in adults after 4 first premolar extraction treatment with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 01 Aralık 2021 [a.yer 21 Haziran 2025];160(6):805-13. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34344557/>

10. Xing X, Qin H, Sun J, Li K. Asymmetric Extraction Treatment in a Middle-Aged Patient with Dental Crowding and Protrusion using Clear Aligners. *Case Rep Dent.* 2023;2023.
11. Dai FF, Xu TM, Shu G. Comparison of achieved and predicted tooth movement of maxillary first molars and central incisors: First premolar extraction treatment with Invisalign. *Angle Orthod* [Internet]. 2019 [a.yer 21 Haziran 2025];89(5):679-87. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30920875/>
12. Jaber ST, Hajeer MY, Burhan AS. The Effectiveness of In-house Clear Aligners and Traditional Fixed Appliances in Achieving Good Occlusion in Complex Orthodontic Cases: A Randomized Control Clinical Trial. *Cureus.* Ekim 2022;14:e30147.
13. Castroflorio T, Sedran A, Parrini S, Garino F, Reverdito M, Capuozzo R, vd. Predictability of orthodontic tooth movement with aligners: effect of treatment design. *Prog Orthod.* Aralık 2023;24.
14. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: A systematic review. *C. 85, Angle Orthodontist.* Allen Press Inc.; 2015. s. 881-9.
15. Remensnyder O. Remensnyder, Orrin: Treatment of pyorrhea, *Dent. Econ.* 1: X-35, 1929. Alıntı yap.
16. Remensnyder O. Remensnyder, O. (1926). A gum-massaging appliance in the treatment of pyorrhea. Philadelphia:: SS White Dental Manufacturing Company. Alıntı yap.
17. Ponitz RJ. Invisible retainers. *Am J Orthod.* 1971;59:266-72.
18. Moya SP, Zafra JL. Moya, S. P., & Zafra, J. L. (2021). *Aligner techniques in Orthodontics.* John Wiley & Sons. Alıntı yap.
19. Kesling HD. Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment. *Am J Orthod Oral Surg.* 1946;32:285-93.

20. Kau CH, Soh J, Christou T, Mangal A. Orthodontic Aligners: Current Perspectives for the Modern Orthodontic Office. C. 59, Medicina (Lithuania). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI); 2023.
21. NAHOUM HI. The vacuum formed dental contour appliance. NY State Dent J [Internet]. 1964 [a.yer 14 Haziran 2025];9:385-90. Erişim adresi: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1573950400157610624.bib?lang=en>
22. McNamara JA, Kramer KL, Juenker JP. Invisible retainers. J Clin Orthod. Ağustos 1985;19:570-8.
23. Sheridan JJ, McMinn R, LeDoux W. Essix thermosealed appliances: various orthodontic uses. J Clin Orthod. Şubat 1995;29:108-13.
24. Boyd RL, Waskalic V. Three-dimensional diagnosis and orthodontic treatment of complex malocclusions with the invisalign appliance. Semin Orthod. 2001;7:274-93.
25. Barone S, Paoli A, Razionale A V., Savignano R. Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners. Int J Numer Method Biomed Eng. Ağustos 2017;33.
26. FDA issues warning to Invisalign maker – The Mercury News [Internet]. [a.yer 31 Ağustos 2025]. Erişim adresi: <https://www.mercurynews.com/2010/12/01/fda-issues-warning-to-invisalign-maker/>
27. Align Technology Gains 33% After IPO Prices on Low Side - WSJ [Internet]. [a.yer 31 Ağustos 2025]. Erişim adresi: <https://www.wsj.com/articles/SB98053025851761714>
28. Bichu YM, Alwafi A, Liu X, Andrews J, Ludwig B, Bichu AY, vd. Advances in orthodontic clear aligner materials. Bioact Mater. Nisan 2023;22:384-403.
29. Djeu G, Shelton C, Maganzini A. 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. Eylül 2005;128:292-8.

30. Hennessy J, Al-Awadhi EA. Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *J Orthod*. Ocak 2016;1-9.
31. Ganta GK, Cheruvu K, Ravi RK, Reddy RP. Clear aligners, the aesthetic solution: a review. *International Journal of Dental Materials*. 2021;03:90-5.
32. Blundell HL, Weir T, Byrne G. Predictability of overbite control with the Invisalign appliance comparing SmartTrack with precision bite ramps to EX30. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Ağustos 2022;162:e71-81.
33. Khursheed Alam M, Younis Hajeer M, Shqaidef A, Alswairki HJ, Alfawzan AA, Shrivastava D, vd. Impact of various aligner auxiliaries on orthodontic activity: A systematic review and network meta-analysis. *Saudi Dent J* [Internet]. 01 Şubat 2024 [a.yer 25 Ağustos 2025];36(2):199-207. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38419986/>
34. Wang Q, Dai D, Wang J, Chen Y, Zhang C. Biomechanical analysis of effective mandibular en-masse retraction using Class II elastics with a clear aligner: a finite element study. *Prog Orthod* [Internet]. 01 Aralık 2022 [a.yer 25 Ağustos 2025];23(1). Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35811318/>
35. Rongo R, Dianišková S, Spiezia A, Bucci R, Michelotti A, D'Antò V. Class II Malocclusion in Adult Patients: What Are the Effects of the Intermaxillary Elastics with Clear Aligners? A Retrospective Single Center One-Group Longitudinal Study. *J Clin Med* [Internet]. 01 Aralık 2022 [a.yer 25 Ağustos 2025];11(24). Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36555949/>
36. Inchingolo AD, Patano A, Coloccia G, Ceci S, Inchingolo AM, Marinelli G, vd. Treatment of Class III Malocclusion and Anterior Crossbite with Aligners: A Case Report. *Medicina (Kaunas)* [Internet]. 01 Mayıs 2022 [a.yer 25 Ağustos 2025];58(5). Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35630020/>
37. Sabouni W, Venugopal A, Adel SM, Vaid N. Correction of anterior open bite of varying severity using clear aligner therapy-A case series. *Clin Case Rep* [Internet]. Ağustos 2022 [a.yer 25 Ağustos 2025];10(8). Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36052021/>

38. orthodontics SBS in, 2017 undefined. Improving the predictability of clear aligners. Elsevier [Internet]. [a.yer 25 Ağustos 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1073874616300615>
39. Vaid NR, Sabouni W, Wilmes B, Bichu YM, Thakkar DP, Adel SM. Customized adjuncts with clear aligner therapy: “The Golden Circle Model” explained! J World Fed Orthod [Internet]. 01 Aralık 2022 [a.yer 25 Ağustos 2025];11(6):216-25. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36400659/>
40. Jia L, Wang C, Li L, He Y, Wang C, Song J, vd. The effects of lingual buttons, precision cuts, and patient-specific attachments during maxillary molar distalization with clear aligners: Comparison of finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop [Internet]. 01 Ocak 2023 [a.yer 25 Ağustos 2025];163(1):e1-12. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36435687/>
41. Proffit W, Fields H, Larson B, Sarver D. Contemporary Orthodontics-E-Book: Contemporary Orthodontics-E-Book. 2018 [a.yer 02 Eylül 2025]; Erişim adresi: <https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=A45nDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=contemporary+orthodontics+proffit&ots=-xJndPNSVf&sig=1EMi9IDWVdK8r0Z81Uq1t1GU6Tk>
42. Tai S. https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=sandra+tai+clear+aligner+technique&btnG=&oq=sandra+tai+cl#d=gs_cit&t=1750367839372&u=%2Fscholar%3Fq%3Dinfo%3A_KvJpVDcZ7wJ%3Ascholar.google.com%2F%26output%3Dcite%26scirp%3D0%26hl%3Dtr. 2018. Clear aligner technique.
43. Graber L, Vig K, Huang G, Fleming P. Orthodontics-E-Book: Orthodontics-E-Book. 2022 [a.yer 30 Ağustos 2025]; Erişim adresi: https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=WGiFEAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=orthodontics+graber+7th&ots=nNESf4_MGr&sig=ljMuOC1SE41VCF1JvpE5S7XLDI4
44. Park H, Jeong S, and OKAJ of O, 2006 undefined. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Elsevier

[Internet]. [a.yer 30 Ağustos 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540606003027>

45. Burstone's Biomechanical Foundation of Clinical... - Google Akademik [Internet]. [a.yer 30 Ağustos 2025]. Erişim adresi: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Burstone%E2%80%99s+Biomechanical+Foundation+of+Clinical+Orthodontics&btnG=

46. T D Creekmore MKE. The possibility of skeletal anchorage . J Clin Orthod. 1983;17(4):266-9.

47. Leo M, Cerroni L, Pasquantonio G, Ter SCC, 2016 undefined. Temporary anchorage devices (TADs) in orthodontics: review of the factors that influence the clinical success rate of the mini-implants. researchgate.netM Leo, L Cerroni, G Pasquantonio, SG Condò, R CondòClin Ter, 2016•researchgate.net [Internet]. 2018 [a.yer 01 Eylül 2025];167(3):70-7. Erişim adresi: https://www.researchgate.net/profile/Roberta-Condo/publication/305640289_Temporary_anchorage_devices_TADs_in_orthodontics_Review_of_the_factors_that_influence_the_clinical_success_rate_of_the_mini-implants/links/5b0525700f7e9b24a2af6d90/Temporary-anchorage-devices-TADs-in-orthodontics-Review-of-the-factors-that-influence-the-clinical-success-rate-of-the-mini-implants.pdf

48. Greco M, ... MMJ of ER and P, 2022 undefined. Impacted canine management using aligners supported by orthodontic temporary anchorage devices. mdpi.comM Greco, M MachoyInternational Journal of Environmental Research and Public Health, 2022•mdpi.com [Internet]. [a.yer 01 Eylül 2025]; Erişim adresi: <https://www.mdpi.com/1660-4601/20/1/131>

49. Ure D, Oliver D, Kim K, ... AMTA, 2011 undefined. Stability changes of miniscrew implants over time: a pilot resonance frequency analysis. meridian.allenpress.comDS Ure, DR Oliver, KB Kim, AC Melo, PH BuschangThe Angle Orthodontist, 2011•meridian.allenpress.com [Internet]. [a.yer 01 Eylül 2025]; Erişim adresi: <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article/81/6/994/58807>

50. Orthop HSAJOD, 2005 undefined. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dog. *cir.nii.ac.jp* [Internet]. [a.yer 01 Eylül 2025]; Erişim adresi: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1571135651346618624>
51. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Einfluss der Insertionsparameter auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate. *Journal of Orofacial Orthopedics*. Mayıs 2006;67(3):162-74.
52. Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. Ocak 2009 [a.yer 21 Haziran 2025];135(1):27-35. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19121497/>
53. Houle JP, Piedade L, Todescan R, Pinheiro FHSL. The predictability of transverse changes with Invisalign. *Angle Orthod* [Internet]. 01 Ocak 2017 [a.yer 21 Haziran 2025];87(1):19-24. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27304231/>
54. Al-balaa M, Li H, MA Mohamed A, Xia L, Liu W, Chen Y, vd. Predicted and actual outcome of anterior intrusion with Invisalign assessed with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Mart 2021;159:e275-80.
55. Robertson L, Kaur H, Fagundes NCF, Romanyk D, Major P, Flores Mir C. Effectiveness of clear aligner therapy for orthodontic treatment: A systematic review. C. 23, *Orthodontics and Craniofacial Research*. Blackwell Publishing Ltd; 2020. s. 133-42.
56. Yang Y, Yang R, Liu L, Zhang X, Jiang Q, Fan Q, vd. The effects of aligner anchorage preparation on mandibular first molars during premolar-extraction space closure with clear aligners: A finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 01 Ağustos 2023 [a.yer 21 Haziran 2025];164(2):226-38. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37024337/>
57. Ren L, Liu L, Wu Z, Shan D, Pu L, Gao Y, vd. The predictability of orthodontic tooth movements through clear aligner among first-premolar extraction

patients: a multivariate analysis. Prog Orthod [Internet]. 01 Aralık 2022 [a.yer 21 Haziran 2025];23(1). Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36581703/>

58. Feng X, Jiang Y, Zhu Y, Hu L, Wang J, Qi Y, vd. Comparison between the designed and achieved mesiodistal angulation of maxillary canines and posterior teeth and influencing factors: First premolar extraction treatment with clear aligners. Am J Orthod Dentofacial Orthop [Internet]. 01 Ağustos 2022 [a.yer 21 Haziran 2025];162(2):e63-70. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35660339/>

59. Machado RM. Space closure using aligners. Dental Press J Orthod [Internet]. 01 Temmuz 2020 [a.yer 21 Haziran 2025];25(4):85-100. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32965392/>

60. Baldwin DK, King G, Ramsay DS, Huang G, Bollen AM. Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 3: premolar extraction patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop [Internet]. Haziran 2008 [a.yer 21 Haziran 2025];133(6):837-45. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18538247/>

61. Nicholson DW. FINITE ELEMENT ANALYSIS: Thermomechanics of Solids: Second Edition. Finite Element Analysis: Thermomechanics of Solids: Second Edition. 01 Ocak 2008;1-459.

62. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, vd. Finite element analysis in functional morphology. Wiley Online Library Richmond, BW Wright, I Grosse, PC Dechow, CF Ross, MA Spencer, DS Strait The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, 2005•Wiley Online Library [Internet]. Nisan 2005 [a.yer 22 Haziran 2025];283(2):259-74. Erişim adresi: <https://anatomypubs.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/ar.a.20169>

63. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler, Ankara Üniversitesi Yayınları, 2010. 2010.

64. Geng J, Tan K, dentistry GLTJ of prosthetic, 2001 undefined. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. Elsevier JP Geng, KBC Tan, GR Liu The Journal of prosthetic dentistry, 2001•Elsevier

[Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391301574314>

65. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik... - Google Akademik [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]. Erişim adresi: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=%C3%87a1%C4%B1kkocao%C4%9Flu+S.+Di%C5%9Fsiz+hastalar%C4%B1n+protetik+tedavisi.+5+Bas%C4%B1m.+Quintessence+Yay%C4%B1nc%C4%B1l%C4%B1k%2C+2010%2C+s%3A1-63&btnG=

66. Güler MS, Sen S, Bayındır YS, Güler Ç. İnsan... - Google Akademik [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]. Erişim adresi: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=G%C3%BCler+MS%2C+Sen+S%2C+Bay%C4%B1nd%C4%B1r+YS%2C+G%C3%BCler+%C3%87.+%C4%B0nsan+di%C5%9Fi+kaplamalar%C4%B1nda+++kullan%C4%B1lan+++farkl%C4%B1+++%C3%B6zelliklerdeki+yap%C4%B1%C5%9Ft%C4%B1r%C4%B1c%C4%B1++simanlar%C4%B1n++gerilme++etkilerinin++sonlu+elemanlar+y%C3%B6ntemi+ile+incelenmesi.+Atat%C3%BCrk+%C3%9Cniv+Di%C5%9F+Hek+Fak+Derg+2012%3B+22%3A+31-9&btnG=

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

68. Maia L, ... M de MMAJ of, 2011 undefined. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. Elsevier [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540611005026>

69. Stomatotogie BZZ fur, 1935 undefined. Photoelastische analyse in der orthodontischen mechanik. *cir.nii.ac.jp* [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1572261550768726400>

70. Caputo A, Chaconas S, orthodontics RHA journal of, 1974 undefined. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Elsevier [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002941674903303>

71. Burstone C, orthodontics RPA journal of, 1980 undefined. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Elsevier [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002941680901050>
72. Korkmaz T. Diş şekli mliğinde holografi.... - Google Akademik [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]. Erişim adresi: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Korkmaz+T.+D%4%B1%CC%87+%C5%9Fhek%C4%B1%CC%87+mli%C4%9F%C4%B1%CC%87nde+holograf%C4%B1%CC%87.+Atat%C3%BCrk+%C3%9Cniversitesi+Di%C5%9F+Hekimli%C4%9Fi+Fak%C3%BCltesi+Dergisi+1998%2C+8%282%29%2C+81-85.&btnG=
73. D'Lima D, Townsend C, Arms S, ... BMJ of, 2005 undefined. An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. ElsevierDD D'Lima, CP Townsend, SW Arms, BA Morris, CW Colwell JrJournal of biomechanics, 2005•Elsevier [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929004000892>
74. Ramoğlu S, Ozan O. FINITE ELEMENT METHODS IN DENTISTRY. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi [Internet]. 11 Şubat 2015 [a.yer 22 Haziran 2025];24(3):175-80. Erişim adresi: <https://dergipark.org.tr/en/pub/ataunidfd/issue/2526/32466>
75. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme... - Google Akademik [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]. Erişim adresi: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Ad%C4%B1g%C3%BCzel+++%C3%96.+++Sonlu+++elemanlar+++analizi%3A+++Derleme+b%C3%B6l%C3%BCm+I%3A+Di%C5%9Fhekimli%C4%9Finde+Kullan%C4%B1m+Alanlar%C4%B1%2C+Temel+Kavramlar+ve+Eleman+Tan%C4%B1mlar%C4%B1.+Dicle+Di%C5%9Fhekimli%C4%9Fi+Dergisi+2010%3B11%3A18-23.&btnG=
76. Finite Element Analysis: New Trends and Developments - Google Kitaplar [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]. Erişim adresi: <https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=bE6eDwAAQBAJ&oi=fnd&pg>

=PR11&dq=Ebrahimi+F.+Finite+element+analysis-
new+trends+and+developments,+Intech,+2012,+s:5-
20&ots=Lc3AVji0fG&sig=gTY3uRGTKi5qvfrGAT3MI5vTMWw&redir_esc=y
#v=onepage&q&f=false

77. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, dentistry YIJ of, 2008 undefined. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. ElsevierN Wakabayashi, M Ona, T Suzuki, Y IgarashiJournal of dentistry, 2008•Elsevier [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030057120800105X>

78. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant. meridian.allenpress.comEP Holmgren, RJ Seckinger, LM Kilgren, F ManteJournal of Oral Implantology, 1998•meridian.allenpress.com [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://meridian.allenpress.com/joi/article-abstract/24/2/80/1743>

79. Logan DL, Shortt CM. A First Course in the Finite Element Method, Fifth Edition. 2010 [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: www.cengage.com/engineering

80. Baiamonte T, Abbate M, ... FPTJ of oral, 1996 undefined. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. europepmc.orgT Baiamonte, MF Abbate, F Pizzarello, J Lozada, R JamesThe Journal of oral implantology, 1996•europepmc.org [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://europepmc.org/article/med/9151632>

81. Moratal D, Moratal D. Finite Element Analysis. Moratal D, editör. 17 Ağustos 2010 [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://www.intechopen.com/books/4457>

82. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2004;7(5):277-303.

83. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Dişhekimliğinde... - Google Akademik [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]. Erişim adresi: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Eskita%2C%20%2C3%A7%2C%20%2C4%20%2C4%20%2C9Flu+G%2C+Yurdukoru+B.+Di%2C%20%2C9Fhekimli%2C%20%2C9Finde+sonlu+elemanlar+stres+analiz+y%2C%20%2C6ntemi.+A+%2C%20%2C9C+Di%2C%20%2C9F+Hek+Fak+Derg+1995%20%2C3A201-5.&btnG=
84. Hong H, Pae A, Kim Y, ... JP... J of O&, 2012 undefined. Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element. search.ebscohost.comHR Hong, A Pae, Y Kim, J Paek, HS Kim, KR KwonInternational Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012•search.ebscohost.com [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=08822786&AN=82180444&h=%2B%20sowxkfN0EGV9VfjZu3Wr5lj6Gjb3%2F0qBNLR9BCyEzJprlJSMRuaoX7YJ2KbnvOwKsLmfxWeXPNxY%2B9Ry8ipxA%3D%3D&crl=c>
85. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: Some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res. Haziran 2002;13(3):334-41.
86. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, vd. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil. Haziran 2002;29(6):565-74.
87. Akça K, ... MÇIJ of, 2002 undefined. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. search.ebscohost.comK Akça, MC Çehreli, H İplikçioğluInternational Journal of Prosthodontics, 2002•search.ebscohost.com [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=08932174&AN=38024276&h=Hi5az3CpTdMXjIuXxzVu2NuRwqlOUNGaqdDqHejWGjOBt%2BX5GhpW2ULb2n53FDMl1ba6elngz9L08y4w8%2Bkr4g%3D%3D&crl=c>

88. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*. 01 Mayıs 2007;23(5):539-48.
89. DeTolla D, Andreana S, ... APJ of O, 2000 undefined. The role of the finite element model in dental implants. *meridian.allenpress.com* DH DeTolla, S Andreana, A Patra, R Buhite, B Comella *Journal of Oral Implantology*, 2000•*meridian.allenpress.com* [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: <https://meridian.allenpress.com/joi/article-abstract/26/2/77/1813>
90. Kim WH, Hong K, Lim D, Lee JH, Jung YJ, Kim B. Optimal Position of Attachment for Removable Thermoplastic Aligner on the Lower Canine Using Finite Element Analysis. *Materials (Basel)* [Internet]. 01 Ağustos 2020 [a.yer 21 Haziran 2025];13(15):1-22. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32751305/>
91. Tabata L, Assunção W, ... VBJ of, 2010 undefined. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *journals.lww.com* LF Tabata, WG Assunção, VAR Barão, EA Gomes, JA Delben, EAC de Sousa, EP Rocha *Journal of Craniofacial Surgery*, 2010•*journals.lww.com* [Internet]. [a.yer 22 Haziran 2025]; Erişim adresi: https://journals.lww.com/jcraniofacialsurgery/fulltext/2010/05000/Comparison_of_Single_Standing_or_Connected.00016.aspx
92. Djeu G, Shelton C, and AMA journal of orthodontics, 2005 undefined. Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. Elsevier [Internet]. [a.yer 02 Eylül 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540605006268>
93. Giannini L, Galbiati G, Tartaglia FC, Grecolini ME, Maspero C, Biagi R. Orthodontic Treatment with Fixed Appliances Versus Aligners: An Experimental Study of Periodontal Aspects. *Dent J (Basel)* [Internet]. 04 Şubat 2025 [a.yer 02 Eylül 2025];13(2):70. Erişim adresi: <https://www.mdpi.com/2304-6767/13/2/70>

94. Lione R, Paoloni V, Bartolommei L, Gazzani F, Meuli S, Pavoni C, vd. Maxillary arch development with Invisalign system: Analysis of expansion dental movements on digital dental casts. *Angle Orthod* [Internet]. 01 Temmuz 2021 [a.yer 02 Eylül 2025];91(4):433. Erişim adresi: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8259755/>
95. Ho C Te, Huang YT, Chao CW, Huang TH, Kao CT. Effects of different aligner materials and attachments on orthodontic behavior. *J Dent Sci*. 01 Temmuz 2021;16(3):1001-9.
96. Xu N, Lei X, Yang X, Li X, Ge Z. Three-dimensional finite element analysis on canine teeth distalization by different accessories of bracket-free invisible orthodontics technology. *AIP Conf Proc* [Internet]. 18 Nisan 2018 [a.yer 02 Eylül 2025];1955(1):30034. Erişim adresi: [/aip/acp/article/1955/1/030034/1003257/Three-dimensional-finite-element-analysis-on](https://aip.acp/article/1955/1/030034/1003257/Three-dimensional-finite-element-analysis-on)
97. Inan A, Gonca M. Effects of aligner activation and power arm length and material on canine displacement and periodontal ligament stress: a finite element analysis. *Prog Orthod* [Internet]. 01 Aralık 2023 [a.yer 02 Eylül 2025];24(1). Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38008884/>
98. Vongtiang N, Tongkitcharoen N, Eurutairat S, Manopatanakul S, Santiwong P, Viwattanatipa N. Accuracy of Preliminary Maxillary Canine and Anchorage Tooth Movement in Premolar Extraction Cases Using 12 In-House Clear Aligners: A Randomised Control Trial Comparing Power Arm and Control. *Orthod Craniofac Res* [Internet]. 01 Nisan 2025 [a.yer 02 Eylül 2025];28(2):400-11. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39731468/>
99. Eurutairat S, Vongtiang N, Wonghinkong S, Manopatanakul S, Santiwong P, Viwattanatipa N. Predictability of maxillary canine retraction comparing power arm and non-power arm using 24 sets of In-house clear aligner in premolar extraction case: a randomized controlled trial. *BMC Oral Health* [Internet]. 01 Aralık 2025 [a.yer 02 Eylül 2025];25(1). Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40369515/>

100. Lyu X, Cao X, Chen L, Liu Y, Li H, Hu C, vd. Accumulated biomechanical effects of mandibular molar mesialization using clear aligners with auxiliary devices: an iterative finite element analysis. *Prog Orthod*. Nisan 2023;24:13.
101. Konda & Tarannum, 2012 - Google Akademik [Internet]. [a.yer 02 Eylül 2025]. Erişim adresi: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Konda+%26+Tarannum%2C+2012&btnG=
102. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. *J Dent Res* [Internet]. Mayıs 2005 [a.yer 02 Eylül 2025];84(5):428-33. Erişim adresi: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/154405910508400506>
103. Cao H, Hua X, Yang L, Aoki K, Shang S, Lin D. A systematic review of biomechanics of clear aligners by finite element analysis. *BMC Oral Health* [Internet]. 01 Aralık 2025 [a.yer 02 Eylül 2025];25(1):1026. Erişim adresi: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12224713/>
104. Nihara J, Gielo-Perczak K, ... LCE journal of, 2015 undefined. Finite element analysis of mandibular molar protraction mechanics using miniscrews. *academic.oup.comJ Nihara, K Gielo-Perczak, L Cardinal, I Saito, R Nanda, F UribeEuropean journal of orthodontics, 2015•academic.oup.com* [Internet]. [a.yer 03 Eylül 2025]; Erişim adresi: <https://academic.oup.com/ejo/article-abstract/37/1/95/2756150>
105. ProQuest RBRGU of HS, 2019 undefined. Biomechanical simulation of mandibular first molar protraction into second premolar extraction space with temporary anchorage devices-A finite element study. *search.proquest.comRK BaiRajiv Gandhi University of Health Sciences ProQuest Dissertations, 2019•search.proquest.com* [Internet]. [a.yer 02 Eylül 2025]; Erişim adresi: https://search.proquest.com/openview/67f214864224cdfc5cd978bbc5d815a9/1?pq-origsite=gscholar&cbl=2026366&diss=y&casa_token=m35o8FKgjogAAAAA:E

N3J9EAuFJn5kFwShLI2AdlOLOOcefiRto694_UsqhsLV79uhTXEu5odQVoQz74
PAxlaCmKYk6It

106. Olmez C, Halicioglu K, Gok G, Orthodontics OKAJ of, 2025 undefined. Optimizing mandibular second molar mesialization: A comparative analysis of stress distribution and displacement using tie-back and temporary skeletal anchorage. Elsevier [Internet]. [a.yer 04 Eylül 2025]; Erişim adresi: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540625001672>

107. Garino F, Castroflorio T, Daher S, Ravera S, Rossini G, Cugliari G, vd. Effectiveness of Composite Attachments in Controlling Upper-Molar Movement with Aligners. J Clin Orthod. Haziran 2016;50:341-7.

108. Mamboleo E, Ouldyeou A, Alsharif K, Ngan P, bioRxiv GG, 2025 undefined. Effects of Attachment Designs on Clear Aligner Tooth Movement: A Finite Element Analysis. biorxiv.orgE Mamboleo, A Ouldyeou, K Alsharif, P Ngan, G Guan, A Merdji, OM MukdadibioRxiv, 2025•biorxiv.org [Internet]. [a.yer 03 Eylül 2025]; Erişim adresi: <https://www.biorxiv.org/content/10.1101/2025.06.11.659198.abstract>

109. Baek SE, Kim K, Choi YK, Kim SH, Kim SS, Kim KB, vd. Effects of clear aligner edentulous space design on distal canine movement: An iterative finite element analysis in cases involving extraction. Korean J Orthod [Internet]. 01 Mayıs 2025 [a.yer 02 Eylül 2025];55(3):193-201. Erişim adresi: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40180614/>

110. Kim K, Choi Y, Kim S, Kim S, Reports YKS, 2025 undefined. Multi-step finite element simulation for clear aligner space closure: a proof-of-concept compensation protocol. nature.comK Kim, YK Choi, SH Kim, SS Kim, YI KimScientific Reports, 2025•nature.com [Internet]. [a.yer 04 Eylül 2025]; Erişim adresi: <https://www.nature.com/articles/s41598-025-07110-6>

111. Kang F, Wu Y, Cui Y, Yuan J, Hu Z, Zhu X. The displacement of teeth and stress distribution on periodontal ligament under different upper incisors proclination with clear aligner in cases of extraction: a finite element study. Prog Orthod. 01 Aralık 2023;24(1).



EKLER



EK-1 ETİK KURUL İZİNİ



SAYI:2024-41
KONU: Etik Kurul Kararı

T.C.
İSTANBUL SAĞLIK VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA VE YAYIN ETİĞİ KURULU

24/06/ 2024

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Buket ERDEM

İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kuruluna yapmış olduğunuz başvurunuz incelenmiş olup yüksek lisans öğrenciniz Ahmet ÇAVUŞOĞLU ile çalışmayı planladığınız, "*Şeffaf Plaklarla Yapılan Tedavilerde Farklı Kök Kontrol Tekniklerinin Molar Mezializasyonundaki Etkilerinin Değerlendirilmesi – Sonlu Elemanlar Analizi Çalışması*" isimli konunuz kurulumuzun 03.06.2024 tarihli 2024/06 sayılı toplantısında görüşülmüş olup 2024/06-04 karar numarası ile etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinize arz ederim.

Prof. Dr. Mehmet Baybora KAYAHAN
Bilimsel Araştırmalar ve Yayın Etiği Kurulu Başkanı

EK-2

YÖK FORMATLI ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ahmet Çavuşoğlu

Doğum Tarihi :

Unvanı: Diş Tabibi

Öğrenim Durumu : Yüksek Lisans

Derece	Alan	Üniversite	Yıl
YÜKSEK LİSANS	DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ	2015

Akademik Unvanlar

Yönetilen Yüksek Lisans ve Doktora Tezleri

Yüksek Lisans Tezleri

Doktora Tezleri

Yayımlar

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (Proceedings) basılan bildiriler

Yazılan uluslararası kitaplar veya kitaplarda bölümler

Ulusal hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Diğer yayımlar

Projeler

İdari Görevler

Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler

Türk Aligner Derneği

Avrupa Aligner Derneği



Ödüller

Son iki yılda verdiğiniz lisans ve lisansüstü düzeydeki dersler için aşağıdaki tabloyu doldurunuz.

Akademik Yıl	Dönem	Dersin Adı	Haftalık Saati		Öğrenci Sayısı
			Teorik	Uygulama	
	Güz				
	İlkbahar				
		Güz			
İlkbahar					

Not: Açılmışsa yaz döneminde verilen dersler de tabloya ilave edilecektir.

