

T.C.

BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI



**FARKLI KESER İNKLINASYONLARINA VE
YÜKSEKLİKLERİNE YERLEŞTİRİLEN ÜÇ PASİF KAPAKLI
BRAKET İLE KULLANILAN FARKLI ARK TELLERİNİN
TORK DEĞERİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

ORTODONTİ UZMANLIK TEZİ

METEHAN AKMAN

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. YASEMİN NUR KORKMAZ

BOLU, ARALIK 2025

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Tez Onay Belgesi

Tezin Başlığı : FARKLI KESER İNKLİNASYONLARINA VE
YÜKSEKLİKLERİNE YERLEŞTİRİLEN ÜÇ PASİF
KAPAKLI BRAKET İLE KULLANILAN FARKLI ARK
TELLERİNİN TORK DEĞERİNE ETKİSİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Tezin Savunma Tarihi : 15.12.2025

Tezin Danışmanı : Doç. Dr. Yasemin Nur KORKMAZ

Jüri Başkanı : Doç. Dr. Kübra Gülnur TOPSAKAL

Üye : Doç. Dr. Yasemin Nur KORKMAZ

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Musa BULUT

DEKANLIK ONAYI

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Ali KELEŞ

DEKAN

ETİK BEYAN

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu ve Şablonuna uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu bildirir
aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını
kabullendiğimi beyan ederim.

Teze ilişkin Turnitin adlı programında enstitü müdürlüğünce belirlenen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan benzerlik raporuna göre, tezin benzerlik oranı % 5'i geçmemektedir.

.....
DT. METEHAN AKMAN

ÖZET

FARKLI KESER İNKLINASYONLARINA VE YÜKSEKLİKLERİNE YERLEŞTİRİLEN ÜÇ PASİF KAPAKLI BRAKET İLE KULLANILAN FARKLI ARK TELLERİNİN TORK DEĞERİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ

METEHAN AKMAN

BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

(TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. YASEMİN NUR KORKMAZ)

BOLU, ARALIK - 2025

XIX + 196 sayfa

Bu çalışma, üç farklı pasif kapaklı braket sisteminin (Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D), farklı braket yerleşim yükseklikleri (5–8 mm), kesici diş inklinasyonları (0°–20°) ve iki farklı tel materyali (SS ve TMA) altında oluşturduğu tork momenti, Von Mises gerilmesi ve yer değiştirme değerlerini sonlu elemanlar analizi ile kapsamlı biçimde değerlendirmektedir. Elde edilen veriler, braket tasarımının ve slot geometrisinin tork iletiminde belirleyici rol oynadığını göstermiş; Carriere SLX 3D'nin en yüksek, Damon Ultima'nın en düşük momentleri ürettiği, Pitts21 PRO'nun ise sistemler arasında orta düzeyde moment davranışı sunduğu belirlenmiştir. Braket yüksekliği arttıkça tüm sistemlerde tork artmış ancak artışın hızı ve eğrisi braket tasarımına göre değişmiştir. İnklinasyon artışı bütün braketlerde momenti azaltmış; Carriere SLX 3D değişime en duyarlı, Pitts21 PRO ise en sınırlı değişimi sergileyen sistem olmuştur. Tel materyali karşılaştırıldığında SS tellerin TMA'ya göre yaklaşık iki kat daha yüksek tork, gerilme ve deplasman oluşturduğu ve buna bağlı olarak biyomekanik yüklerin anlamlı şekilde arttığı görülmüştür. Von Mises stresleri ve yer değiştirme dağılımları moment değerleriyle paralellik göstermiş; Carriere SLX 3D'nin en yüksek, Damon Ultima'nın ise en düşük stres profiline sahip olduğu ortaya konmuştur. Bu çalışma, braket dizaynı, yerleşim yüksekliği, tel materyali ve başlangıç inklinasyonunun tork kontrolü üzerindeki belirleyici etkilerini ortaya koyarak, vaka özelinde braket seçimi, yerleşimi ve ortodontik tedavi mekaniklerinin planlanmasına yönelik kapsamlı bir perspektif sağlamıştır.

ANAHTAR KELİMELE: Tork, Sonlu Elemanlar Analizi, Kapaklı Braket

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE TORQUE VALUES OF DIFFERENT ARCHWIRES USED WITH THREE PASSIVE SELF-LIGATING BRACKETS PLACED AT DIFFERENT INCISOR INCLINATIONS AND HEIGHTS BY FINITE ELEMENT ANALYSIS

**METEHAN AKMAN
BOLU ABANT IZZET BAYSAL UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY**

**DEPARTMENT OF ORTHODONTICS
(SUPERVISOR: ASSOC. PROF. DR. YASEMİN NUR KORKMAZ)**

BOLU, DECEMBER 2025

XIX + 196 pages

This study comprehensively evaluates, through finite element analysis, the torque moment, Von Mises stress, and displacement values generated by three different passive self-ligating bracket systems (Pitts21 PRO, Damon Ultima, and Carriere SLX 3D) at various bracket placement heights (5–8 mm), incisor inclinations (0°–20°), and with two different archwire materials (SS and TMA). The findings demonstrate that bracket design and slot geometry play a decisive role in torque transmission; Carriere SLX 3D produced the highest moment values, Damon Ultima generated the lowest, and Pitts21 PRO exhibited an intermediate moment behavior among the systems. As bracket height increased, torque also increased across all systems; however, the rate and pattern of this increase varied depending on bracket design. Increasing inclination resulted in reduced moment values for all brackets, with Carriere SLX 3D showing the greatest sensitivity to this change and Pitts21 PRO presenting the least variation. Comparison of wire materials revealed that SS archwires produced approximately twice the torque, stress, and displacement observed with TMA wires, thereby creating significantly higher biomechanical loads. Von Mises stress distributions and displacement patterns were consistent with the moment outcomes, confirming that Carriere SLX 3D exhibited the highest stress profile, whereas Damon Ultima displayed the lowest. This study has demonstrated the decisive effects of bracket design, placement height, archwire material, and initial inclination on torque control, thereby providing a comprehensive perspective for case-specific bracket selection, positioning, and the planning of orthodontic treatment mechanics.

KEYWORDS: Torque, Finite Element Analysis, Self-Ligating Bracket

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	ix
TABLO LİSTESİ.....	xvi
KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ	xvii
TEŞEKKÜR	xviii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 Sabit Ortodontik Apareylerin Tarihi	5
2.2 Ligasyonun Tanımı ve Gelişimi	6
2.2.1 İpek Ligatürler	6
2.2.2 Tel Ligatürler	6
2.2.3 Begg Pinleri	7
2.2.4 Elastomerik Ligatürler	7
2.3 Kapaklı Braket Sistemleri	7
2.3.1 Kapaklı Braketlerin Tanımı	7
2.3.2 Kapaklı Braketlerin Çalışma Felsefesi.....	8
2.3.3 Kapaklı Braketlerin Sınıflaması.....	8
2.3.4 Kapaklı Braketlerin Tarihsel Gelişimi	9
2.3.5 Kapaklı Braketlerin Klinik Performansı	12
2.3.6 Kapaklı Braketlerin Öne Sürülen Avantajları.....	13
2.3.7 Konvansiyonel Braketler ve Pasif Kapaklı Braketlerin Karşılaştırılması	13
2.4 Ortodontik Diş Hareketleri	14
2.5 Tork	15

2.6	Kapaklı Braketlerde Tork ve Rotasyon Kontrolü.....	15
2.7	Damon Sistem Braketleri	18
2.7.1	Damon Ultima Braket Sistemi	18
2.7.2	Ortodontide Damon Ultima Kapaklı Braket Sisteminin Değeri	19
2.7.3	Damon Ultima Sisteminde Kullanılan NiTi Ark Telleri.....	20
2.7.4	Damon Sisteminde Braket Seçimi ve Yerleştirme.....	21
2.7.5	Damon Ultima Sistemi'nin Etkinliği ve Tedavi Sonuçları.....	21
2.7.6	Damon Vaka Tedavi Hedefleri	22
2.8	Carriere SLX 3D Kapaklı Braket Sistemi	22
2.9	Pitts21 PRO Braket Sistemi	22
2.10	Maksiller Ön Dişlerde Braket Yerleşimi.....	23
2.11	Sonlu Elemanlar Analizi	23
2.11.1	Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Öğeler	24
3.	MATERYAL ve YÖNTEM.....	26
3.1	Maksiller Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi	27
3.2	Pitts 21 Braket, Damon Ultima Braket, Carriere SLX 3D Braket, Ark Teli, Periodontal Ligament ve Yapıştırıcı Kompozitin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	29
3.3	Malzeme Tanımları	45
3.4	Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	45
3.5	Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	46
3.6	Kantitatif Model Bilgileri	47
3.7	Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	48
4.	BULGULAR	49
4.1	Braket Yüksekliği ile Von Mises Gerilmesi, Yer Değiştirme ve Moment İlişkisine Ait Bulgular.....	50
4.1.1	Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	50
4.1.2	Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	52
4.1.3	Damon Ultima-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	54
4.1.4	Damon Ultima-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	56
4.1.5	Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı.....	58
4.1.6	Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	60
4.1.7	Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	62

4.1.8	Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	64
4.1.9	Damon Ultima-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	66
4.1.10	Damon Ultima-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	68
4.1.11	Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı.....	70
4.1.12	Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	72
4.1.13	Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	74
4.1.14	Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	76
4.1.15	Damon Ultima-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	78
4.1.16	Damon Ultima-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	80
4.1.17	Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı.....	82
4.1.18	Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	84
4.1.19	Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	86
4.1.20	Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	88
4.1.21	Damon Ultima-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	90
4.1.22	Damon Ultima-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	92
4.1.23	Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı.....	94
4.1.24	Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı	96
4.2	Keser Diş İnklinasyonu ile Von Mises Gerilmesi, Yer Değiştirme ve Moment İlişkisine Ait Bulgular	100
4.2.1	Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı	100
4.2.2	Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-TMA T el Kullanımı	102
4.2.3	Damon Ultima-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı	104
4.2.4	Damon Ultima-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı	106
4.2.5	Carriere SLX 3D-0°İnklinasyon-SS Tel Kullanımı.....	108
4.2.6	Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı	110
4.2.7	Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-SS T el Kullanımı	112
4.2.8	Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-T MA Tel Kullanımı	114
4.2.9	Damon Ultima-5° İnklinasyon-SS Tel.....	116
4.2.10	Damon Ultima-5° İnklinasyon-TMA Tel	118
4.2.11	Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı.....	120
4.2.12	Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı	122
4.2.13	Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı	124
4.2.14	Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı	126
4.2.15	Damon Ultima-10° İnklinasyon-SS Tel.....	128

4.2.16 Damon Ultima-10° İnklinasyon-TMA Tel	130
4.2.17 Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-SS Tel	132
4.2.18 Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-TMA Tel.....	134
4.2.19 Pitts 21 PRO-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı	136
4.2.20 Pitts 21 PRO-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı	138
4.2.21 Damon Ultima-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı	140
4.2.22 Damon Ultima-15° İnklinasyon-TMA Tel	142
4.2.23 Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-SS Tel	144
4.2.24 Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-TMA Tel.....	146
4.2.25 Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı	148
4.2.26 Pitts21 PRO Braketi-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı .	150
4.2.27 Damon Ultima-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı	152
4.2.28 Damon Ultima-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı	154
4.2.29 Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-SS Tel	156
4.2.30 Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-TMA Tel.....	158
5. TARTIŞMA	162
5.1 Çalışmanın Amacı	162
5.2 Materyal ve Yöntem	167
5.3 Bulgular	171
5.3.1 Braket Yüksekliği ile Von misses, Yer değiştirme ve Momentin İlişkisi.....	171
5.3.2 Keser Diş İnklinasyonu ile Von misses, Yer Değiştirme ve Momentin İlişkisi.....	181
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	187
KAYNAKLAR	189

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) Verisinden Kemik Segmentasyonu ve 3B Rekonstrüksiyon Görüntüsü	27
Şekil 3.2. Maksillanın 3B Modeli	28
Şekil 3.3. Kortikal Kemiğin 3B Modeli	28
Şekil 3.4. Trabeküler Kemiğin 3B Modeli	29
Şekil 3.5. 21 No'lu Üst Santral Keser Dişin 3B Modeli	29
Şekil 3.6. Pitts21 PRO Braketinin Modellenmesi	30
Şekil 3.7. Damon Ultima Braketinin Modellenmesi	31
Şekil 3.8. Carriere SLX 3D Braketinin Modellenmesi	31
Şekil 3.9. 0,020x0,020 inç Ark Teli (Pitts21 PRO)	31
Şekil 3.10. 0,019x0,0275 inç Ark Teli (Damon Ultima)	32
Şekil 3.11. 0,019x0,025 inç Ark teli (Carriere SLX 3D)	32
Şekil 3.12. Periodontal Ligamentin 3B Modeli	32
Şekil 3.13. Pitts21 PRO Braket ve Yapıştırıcı Kompozitin Modellenmesi	33
Şekil 3.14. Damon Ultima Braket ve Yapıştırıcı Kompozitin Modellenmesi ..	33
Şekil 3.15. Carriere SLX 3D Braket ve Yapıştırıcı Kompozitin Modellenmesi	33
Şekil 3.16. Değişen İnklinyondaki Keserlerin Modellenmesi	35
Şekil 3.17. Model 01	36
Şekil 3.18. Model 02	36
Şekil 3.19. Model 03	36
Şekil 3.20. Model 04	37
Şekil 3.21. Model 05	37
Şekil 3.22. Model 06	37
Şekil 3.23. Model 07	38
Şekil 3.24. Model 08	38
Şekil 3.25. Model 09	38
Şekil 3.26. Model 10	39
Şekil 3.27. Model 11	39
Şekil 3.28. Model 12	39
Şekil 3.29. Model 13	40
Şekil 3.30. Model 14	40
Şekil 3.31. Model 15	40
Şekil 3.32. Model 16	41
Şekil 3.33. Model 17	41
Şekil 3.34. Model 18	41
Şekil 3.35. Model 19	42
Şekil 3.36. Model 20	42
Şekil 3.37. Model 21	42
Şekil 3.38. Model 22	43
Şekil 3.39. Model 23	43
Şekil 3.40. Model 24	43
Şekil 3.41. Model 25	44
Şekil 3.42. Model 26	44
Şekil 3.43. Model 27	44

Şekil 3.44. Kesici Diş Kökü–Alveol Kemiği Temas Bölgesinin Üç Boyutlu Mesh Modeli	46
Şekil 3.45 Sınır Koşulu	47
Şekil 3.46 Kuvvet	47
Şekil 4.1. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	51
Şekil 4.2. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme ...	51
Şekil 4.3. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri...	51
Şekil 4.4. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	53
Şekil 4.5. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	53
Şekil 4.6. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	53
Şekil 4.7. Damon Ultima-5 mm Yükseklik-SS Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	55
Şekil 4.8. Damon Ultima-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	55
Şekil 4.9. Damon Ultima-5mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	55
Şekil 4.10. Damon Ultima-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	57
Şekil 4.11. Damon Ultima Braketi-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	57
Şekil 4.12. Damon Ultima-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	57
Şekil 4.13. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	59
Şekil 4.14. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	59
Şekil 4.15. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	59
Şekil 4.16. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	61
Şekil 4.17. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	61
Şekil 4.18. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	61
Şekil 4.19. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	63
Şekil 4.20. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı.....	63
Şekil 4.21. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	63
Şekil 4.22. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	65
Şekil 4.23. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	65
Şekil 4.24. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	65
Şekil 4.25. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	67
Şekil 4.26. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	67
Şekil 4.27. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	67
Şekil 4.28. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	69
Şekil 4.29. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	69

Şekil 4.30. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	69
Şekil 4.31. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	71
Şekil 4.32. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	71
Şekil 4.33. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	71
Şekil 4.34. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	73
Şekil 4.35. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	73
Şekil 4.36. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	73
Şekil 4.37. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	75
Şekil 4.38. Pitts21 PRO Braketi-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	75
Şekil 4.39. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	75
Şekil 4.40. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	77
Şekil 4.41. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	77
Şekil 4.42. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	77
Şekil 4.43. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	79
Şekil 4.44. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	79
Şekil 4.45. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	79
Şekil 4.46. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	81
Şekil 4.47. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	81
Şekil 4.48. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	81
Şekil 4.49. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	83
Şekil 4.50. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	83
Şekil 4.51. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	83
Şekil 4.52. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	85
Şekil 4.53. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	85
Şekil 4.54. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	85
Şekil 4.55. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	87
Şekil 4.56. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı	87
Şekil 4.57. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	87
Şekil 4.58. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	89
Şekil 4.59. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-TMATel Kullanımı Yer Değiştirme	89

Şekil 4.60.	Pitts21 PRO Braketi-Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	89
Şekil 4.61.	Damon Ultima-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	91
Şekil 4.62.	Damon Ultima-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	91
Şekil 4.63.	Damon Ultima-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	91
Şekil 4.64.	Damon Ultima-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	93
Şekil 4.65.	Damon Ultima-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	93
Şekil 4.66	Damon Ultima-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	93
Şekil 4.67.	Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	95
Şekil 4.68.	Carriere SLX 3D- 8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	95
Şekil 4.69.	Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	95
Şekil 4.70.	Carriere SLX 3D- 8 mm Yükseklik-TMA Tel Von Mises Gerilme Dağılımı	97
Şekil 4.71.	Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	97
Şekil 4.72.	Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	97
Şekil 4.73.	Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	101
Şekil 4.74.	Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	101
Şekil 4.75.	Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	101
Şekil 4.76.	Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	103
Şekil 4.77.	Pitts21 PRO-0°İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	103
Şekil 4.78.	Pitts21 PRO-0°İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	103
Şekil 4.79.	Damon Ultima-0° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı	105
Şekil 4.80.	Damon Ultima-0° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme	105
Şekil 4.81.	Damon Ultima-0° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri	105
Şekil 4.82.	Damon Ultima-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Gerilmesi	107
Şekil 4.83.	Damon Ultima-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	107
Şekil 4.84.	Damon Ultima-0° İnklinasyon – TMA Tel Kullanımı Moment	107
Şekil 4.85.	Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon- SS Tel Kullanımı Von Mises Gerilmesi	109
Şekil 4.86.	Carriere SLX 3D-0°İnklinasyon-SS Tel KullanımıYer Değiştirme	109
Şekil 4.87.	Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	109
Şekil 4.88.	Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı	111
Şekil 4.89.	Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	111

Şekil 4.90. Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	111
Şekil 4.91. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	113
Şekil 4.92. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme ..	113
Şekil 4.93. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri..	113
Şekil 4.94. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-T MA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	115
Şekil 4.95. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	115
Şekil 4.96. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	115
Şekil 4.97. Damon Ultima-5° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Gerilmesi	117
Şekil 4.98. Damon Ultima-5° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme.....	117
Şekil 4.99. Damon Ultima-5° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri	117
Şekil 4.100 Damon Ultima-5° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises Stres Dağılımı	119
Şekil 4.101 Damon Ultima-5° İnklinasyon-TMA Tel Yer Değiştirme	119
Şekil 4.102 Damon Ultima-5° İnklinasyon-TMA Tel Moment Değeri.....	119
Şekil 4.103. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	121
Şekil 4.104. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	121
Şekil 4.105. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	121
Şekil 4.106. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	123
Şekil 4.107. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	123
Şekil 4.108. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	123
Şekil 4.109. Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	125
Şekil 4.110. Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	125
Şekil 4.111. Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	125
Şekil 4.112. Pitts 21 PRO-10° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises Stres Dağılımı	127
Şekil 4.113. Pitts 21 PRO-10° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	127
Şekil 4.114. Pitts 21 PRO-10° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	127
Şekil 4.115. Damon Ultima-10° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı	129
Şekil 4.116. Damon Ultima-10° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme.....	129
Şekil 4.117. Damon Ultima-10° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri	129
Şekil 4.118. Damon Ultima-10° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises gerilmesi	131
Şekil 4.119. Damon Ultima-10° İnklinasyon-TMA Tel Yer Değiştirme	131
Şekil 4.120. Damon Ultima-10° İnklinasyon-TMA Tel Moment	131
Şekil 4.121. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı	133
Şekil 4.122. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme	133
Şekil 4.123. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri	133
Şekil 4.124. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon -TMA Tel	135

Şekil 4.125. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-TMA Tel	135
Şekil 4.126. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon -TMA Tel.....	135
Şekil 4.127. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	137
Şekil 4.128. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	137
Şekil 4.129. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	137
Şekil 4.130. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	139
Şekil 4.131. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon -TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	139
Şekil 4.132. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	139
Şekil 4.133. Damon Ultima-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	141
Şekil 4.134. Damon Ultima-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	141
Şekil 4.135. Damon Ultima-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	141
Şekil 4.136. Damon Ultima-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	143
Şekil 4.137. Damon Ultima-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	143
Şekil 4.138. Damon Ultima Braket-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment	143
Şekil 4.139. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı	145
Şekil 4.140. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme	145
Şekil 4.141. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri	145
Şekil 4.142. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises Stres Dağılımı.....	147
Şekil 4.143. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-TMA Tel Yer Değiştirme....	147
Şekil 4.144. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-TMA Tel Moment Değeri...	147
Şekil 4.145. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	149
Şekil 4.146. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	149
Şekil 4.147. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment.....	149
Şekil 4.148. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises .	151
Şekil 4.149. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	151
Şekil 4.150. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri	151
Şekil 4.151. Damon Ultima-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	153
Şekil 4.152. Damon Ultima-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme	153
Şekil 4.153. Damon Ultima-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri	153
Şekil 4.154. Damon Ultima-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı.....	155
Şekil 4.155. Damon Ultima-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme	155
Şekil 4.156. Damon Ultima-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı.....	155

Şekil 4.157. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı	157
Şekil 4.158. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme	157
Şekil 4.159. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri	157
Şekil 4.160. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises	159
Şekil 4.161. Carriere SLX Braketi-20° İnklinasyon-TMA Tel	159
Şekil 4.162. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-TMA Tel	159



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1. Farklı Braket Tipleri, Keser İnklinasyon Açıları ve Braket Yükseklik Seviyelerine Göre Oluşturulan Çalışma Modelleri	34
Tablo 3.2. Malzeme Özellikleri (Bernisha ve ark., 2024)	45
Tablo 3.3. Kantitatif Model Bilgileri	48
Tablo 4.1. SS Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Von Mises Gerilmeleri	98
Tablo 4.2. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Von Mises Gerilmeleri	98
Tablo 4.3. SS Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Yer Değiştirme Değerleri	98
Tablo 4.4. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Yer Değiştirme Değerleri	99
Tablo 4.5. SS Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Tork Momenti Değerleri	99
Tablo 4.6. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Tork Momenti Değerleri	99
Tablo 4.7. SS Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Von Mises Gerilmeleri	160
Tablo 4.8. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Von Mises Gerilmeleri	160
Tablo 4.9. SS Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Yer Değiştirme Değerleri	160
Tablo 4.10. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Yer Değiştirme Değerleri	161
Tablo 4.11. SS Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Tork Momenti Değerleri	161
Tablo 4.12. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Tork Momenti Değerleri	161

KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

%: Yüzde

3B: 3 Boyutlu

ark.: Arkadaşları

β -Ti: Beta-Titanium

KİBT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ,

CAD/CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim

CuNiTi: Bakır-Nikel-Titanyum alaşımı

NiTi: Nikel-Titanyum

mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

N: Newton

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

SS: Paslanmaz Çelik

TAD: Minivida

TMA: Titanyum-Molibden Alaşımı

PDL: Periodontal Ligament

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgisi, tecrübesi ve yüksek akademik birikimiyle çalışmamın her aşamasına titizlikle rehberlik eden, ek mesai harcayarak gösterdiği çözüm odaklı desteğiyle her zaman güven veren, kendisiyle çalışma fırsatını mesleki hayatımda bir şans olarak gördüğüm hocam ve tez danışmanım Sayın DOÇ. DR. YASEMİN NUR KORKMAZ'a

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini nazik bir yaklaşımla paylaşan, pozitif tutumu ve yapıcı değerlendirmeleriyle mesleki ve akademik gelişimime değerli katkılar sağlayan, kıymetli hocam Sayın DOÇ. DR. SEMİHA ARSLAN'a

Eğitim hayatım boyunca samimiyeti ve içten desteğiyle güç veren, mesleki yolculuğumda fikirleri, rehberliği ve örnek aldığım duruşuyla bana yön gösteren, akademik sürecin ötesinde doğal ve samimi desteğini her zaman hissettiğim, hocalığının yanında bir ağabey gibi yanımda olan Sayın DOÇ. DR. YASİN HEZENCİ'ye

Uzmanlık eğitimi süresince bilgi ve tecrübesini büyük bir nezaket ve mütevazılık ile paylaşan, her zaman yapıcı ve destekleyici yaklaşımıyla gelişimime katkı sağlayan, mesleki becerisini örnek aldığım değerli hocam Sayın DR. ÖĞR. ÜYESİ MUSA BULUT'a

Uzmanlık dönemimin sonlarına doğru tanışma fırsatı bulduğum, pozitif yaklaşımı, nazik değerlendirmeleri ve akademik katkılarıyla her zaman destek olan değerli hocam Sayın DR. ÖĞR. ÜYESİ AYBÜKE ASENA ATASEVER İŞLER'e, teşekkür ederim.

Eğitimim süresince tanıdığım ve zamanla güçlü bir dostluk bağı kurduğum bu yolculuğu daha kolay, daha anlamlı ve daha güzel kılan değerli arkadaşlarıma ve her konuda desteklerini esirgemeyen Fakülte personeline teşekkür ederim.

Hayatım boyunca koşulsuz sevgileri, sabırları ve destekleriyle her zaman yanımda olan canım aileme; babam ADEM AKMAN'a, annem FERİDE AKMAN'a ve kardeşlerim OĞUZHAN AKMAN ve TUĞÇE AKMAN'a, bana gösterdikleri

değer ve her adımda arkamda durarak bugün olduğum kişiye dönüşmemde verdikleri emek için gönülden teşekkür ederim.

Son olarak;

Bu sürecin en yoğun ve zorlu dönemlerinde dahi sabrını, anlayışını ve desteğini benden esirgemeyen; zamanını benimle sabırla paylaşarak her defasında yanımda olup varlığıyla güç veren, Fakülte yolculuğu esnasında yollarımızın kesiştiği sevgili eşim ESRA GİZEM BULUT AKMAN'a, bu yolculuğu benim için daha anlamlı kıldığı için gönülden teşekkür ederim.



1. GİRİŞ

Tork, bir yapının uzunlamasına eksenini etrafında kıvrılması sonucu oluşan açısız dönme olarak tanımlanabilir. Ortodontide ise bu terim, bir dişin labiolingual veya bukkolingual yöndeki kuron/kök eğimini ifade eder. Ortodontik tedavilerde doğru braket yerleşimi ve uygun tel seçimi, dişlerin fizyolojik sınırlar içinde hareket ettirilmesinde ve ideal oklüzyonun sağlanmasında kritik bir rol oynar. Özellikle kesici dişlerin tork kontrolü, estetik ve fonksiyonel sonuçları doğrudan etkileyen temel faktörlerden biridir (Badawi ve ark., 2008). Ortaya çıkan tork momenti; telin rijitliği, boyutu ve kesiti, tel kenarlarının yuvarlatılması, üretici toleransları, telin braket slotuna yerleştirilme açısı ve braketin diş üzerindeki konumu gibi birçok faktöre bağlıdır (Huang ve ark., 2012).

Dikdörtgen tel döndürölüp slota yerleştirildiğinde karşı kenar slotla temas eder; bu da kuvvet çifti oluşturarak moment yaratır. Andrews (Andrews, 1976) her diş için özel olarak tasarlanmış in-out, tip ve tork değerleri içeren Düz Tel Tekniği'ni (Straight Wire Appliance) sistemini geliştirmiştir. Telin yapıldığı malzemenin elastik modülü, elastik ya da süperelastik davranışı ve telin geometrisi (kesit, slot boyutu), tork üzerinde doğrudan etkilidir. Tork momenti genellikle slotu daha büyük kesitli tellerle doldurarak artırılır. Ancak tedavide çoğu zaman tam boyutlu teller kullanılmaz; bu nedenle slot ile tel arasında oluşan boşluk, yerleşik torkun bir kısmının kaybolmasına neden olur (Shima ve ark., 2020). Bu boşluk dikkate alınmalıdır çünkü diş hareketini ve kuvvet iletimini doğrudan etkiler. Dişin kayarak hareket ettirildiği sistemlerde belirli düzeyde boşluk, sürtünmeyi azaltmak için avantajlıdır; fakat tork gibi tel esnemesi gerektiren hareketlerde minimum boşluk tercih edilir. Shima ve arkadaşlarının (Shima ve ark., 2020) yaptığı çalışmada, farklı boyutlardaki tellerle kare ve dikdörtgen slotlardaki boşluk miktarı karşılaştırılmış, kare slotlarda telin yatay düzlemde hareket düzeyinin belirgin şekilde daha az olduğu bulunmuştur.

Pasif kapaklı (self-ligating) braketler, ilk olarak 1935 yılında Stolzenberg (Stolzenberg, 1935) tarafından tanıtılmış olup, son yıllarda sürtünmeyi azaltma ve tedavi süresini kısaltma iddiaları nedeniyle popülerlik kazanmıştır (Harradine, 2001). Klinik duruma bağlı olarak yük ve moment iletimi farklılık gösterebildiğinden, aktif ve pasif kapaklı braket türleri geliştirilmiştir (Brauchli ve ark., 2011).

Konvansiyonel dikdörtgen slotlu braketler ile pasif kapaklı braketlerin tork iletim özellikleri üzerine yapılan sistematik bir derleme, konvansiyonel braketlerin tork kontrolünde üstün olduğunu göstermiştir (Al-Thomali ve ark., 2017). Buna karşın, aktif kapaklı braketler, diş kontrolünü artırmak amacıyla tel üzerinde sürekli kuvvet uygular; fakat bu durum, sürtünmeyi artırarak dezavantaj oluşturabilir (Pandis ve ark., 2007).

Maksiller dişlerin labiolingual inklinasyonu, estetik bir gülümseme hattı, doğru anterior rehberlik ve başarılı bir ortodontik sonuç için kritik öneme sahiptir. Kesici dişlerde yetersiz tork, ark uzunluğu ve yer uyumsuzluklarına neden olabilir (Mittal ve ark., 2015). Tork momenti ayrıca braketin diş üzerindeki konumuna göre de değişebilir. Meyer ve Nelson (Meyer ve Nelson, 1978)'un yaptığı bir çalışmada, braketin insizal kenardan 3 mm farklı konumlandırılmasıyla tork iletiminde 15°'lik değişim gözlemlenmiştir. Benzer şekilde, Miethke (Miethke, 1997), braketin dikey konumundaki 1 mm'lik farkın 10–15° arasında tork değişimine yol açtığını bildirmiştir. Braket konumunun insizalden daha gingivale kaymasıyla iletilen tork momenti de artmaktadır. Klinik uygulamalarda üst kesici dişler için kullanılan standart braket yerleştirme yüksekliği yaklaşık 5 mm olarak kabul edilmektedir (McLaughlin ve ark., 2001).

Pasif kapaklı braketlerin kullanımı son yıllarda artmış, çok sayıda klinisyen bu sistemleri rutin uygulamalarında tercih ettiklerini bildirmiştir (Harradine, 2003). Bu braket sistemleri, daha kolay ligasyon, düşük sürtünme, basitleştirilmiş mekanikler ve potansiyel olarak daha kısa tedavi süresi gibi avantajlar sunmaktadır. Ancak tork iletim özellikleri, braket ve tel arasındaki karmaşık etkileşimler nedeniyle klinikte değerlendirilmesi zor olan belirsizlikler barındırmaktadır (Badawi ve ark., 2008; Berger, 1990). Bu bağlamda, Pitts 21 PRO (OC Orthodontics, ABD) kapaklı braket sistemi, anterior bölgede kare slot (0,021" x 0,021") ve kare teller kullanarak tedavinin erken döneminde daha iyi temas ve kontrol sağlamak amacıyla geliştirilmiş bir sistemdir (Pitts, 2009). Üreticiye göre, bu sistemin avantajları arasında, özel olarak tasarlanmış ve ısıyla aktive olan 0.018" x 0,018", 0,020" x 0,020" Nikel-Titanyum (NiTi) ve 0,020" x 0,020" Titanyum-Molibden alaşım (TMA) teller sayesinde tedavinin başında düşük kuvvetlerle erken tip ve tork kontrolü sağlanması yer alır. Damon Ultima (Ormco, ABD) sistemi, üretici tarafından finishing (bitirme ve detaylandırma) aşamasında oklüzyonun daha hızlı, kontrollü ve hassas şekilde son pozisyona getirilmesini

amaçlayan bir tasarım yaklaşımı olarak tanımlanmaktadır. Geleneksel pasif kapaklı braket ve teller, genellikle yetersiz kontrol, manuel ayarlamalar ve uzamış tedavi süreleriyle sonuçlanan braket slotu ile tel arasında önemli ölçüde boşluk içerir. Damon Ultima sistemi, rotasyon, angulasyon ve tork üzerinde hassas kontrol sağlamak amacıyla bu boşluğu neredeyse tamamen ortadan kaldıracak şekilde baştan sona yeniden tasarlanmış ilk sistemdir (Birnie, 2008). Damon Ultima sistemi, özel olarak geliştirilmiş yuvarlatılmış kenarlara sahip dikdörtgen kesitli nikel-titanyum (NiTi) ark telleriyle tasarlanmıştır. Nikel ve titanyum alaşımından oluşan bu teller, yüksek düzeyde elastikiyet ve esneklik sunar. Bu sayede dişlere sürekli ve hafif kuvvetler uygulanmasına imkân tanır (Birnie, 2008). Carriere SLX 3D (Henry Schein Orthodontics, ABD) pasif kapaklı braket sistemi, üretici tarafından Damon sistemine kıyasla daha gelişmiş bir mekanik kontrol ve tedavi verimliliği sunduğu iddiasıyla tanıtılmaktadır. Sistem, braket yerleştirme, tork kontrolü ve finishing konularında iyileştirmelere sahiptir. Braket, oklüzal yönde açılan kapak yapısı ve düşük profilli tasarımıyla dikkat çekmektedir. Üretici tarafından, braketin doğru yerleşimi için yatay ve dikey referans çizgileri ile görsel kılavuz sistemi sunulduğu ifade edilmektedir (Henry Schein Orthodontics, 2024)

Gerilme-gerinim ölçümleri, canlı dokular da dahil olmak üzere farklı malzemeler için Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) kullanılarak gerçekleştirilebilir. Bu yöntem, karmaşık biyomühendislik problemlerinin çözümünde yaygın olarak kullanılmaktadır (Cattaneo ve ark., 2005). SEA, çeşitli ortodontik tedavi yöntemlerinin etkilerini hayvanlar veya hastalar kullanılmadan simüle etmeye ve sonuçları gözlemlemeye olanak tanır (Yang ve ark., 2015). Ancak, SEA sonuçları gerçek klinik koşullardan %20'ye kadar sapma gösterebilir (Papageorgiou ve ark., 2017).

Estetik braket yerleşimine verilen önemin artmasıyla birlikte, Gülümseme Arkının Korunması (SAP, Smile Arc Protection) protokolü, konvansiyonel yöntemlere göre daha gingival braket konumlandırmasını önermektedir. Bu yerleşim, braketin dişin direnç merkezine daha yakın konumlanmasını sağlar ve bu sayede labio-lingual yönde daha fazla diş hareketi elde edilebileceği varsayılmaktadır. Bu hipotezin sistematik olarak incelenmesi gerekli görülmüştür (Pitts, 2017). Ortodontistlerin kontrol edebileceği başlıca klinik değişkenler arasında braket slot boyutu, braketin yerleşim yüksekliği ve tel seçimi yer alır.

Saraiva ve arkadaşları (Saraiva ve ark., 2024) slot derinlikleri 0,028" ve 0,026" olan iki pasif kapaklı braket sistemini karşılaştırmış; 0,028" slotlu braketle tel ile slot boşluğunun 15,4° olduğunu, 0,026" slotlu modelde ise 23,5° olduğunu tespit etmişlerdir. Tel ile slot arasındaki boşluk miktarı daha az olan 0,028" slotlu braketle tork momentini belirgin şekilde artırdığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde Thushar ve arkadaşları (Thushar ve ark., 2022), iki pasif kapaklı braketin slot ile tel arasındaki açısal boşluğunu karşılaştırmış ve slot geometrisindeki milimetrik farklılıkların, tork iletiminin başladığı açıyı ve ortaya çıkan moment büyüklüğünü anlamlı ölçüde etkilediğini ortaya koymuştur.

Morina ve arkadaşları (Morina ve ark., 2008), pasif kapaklı braket sistemlerinde kapak yapısının tel ile temas yüzeyini sınırladığı için tork ifadesinin sistemler arasında farklılıklar gösterdiğini ve özellikle bazı tasarımlarda tork momentinin gecikmeli olarak iletildiğini göstermiştir. Farklı braket sistemleri ve tel kombinasyonlarının, dişlerde oluşturulan tork momentini anlamlı düzeyde değiştirdiği literatürde açıkça ortaya konmuştur. Bu bulgular, pasif kapaklı braketlerin tork davranışının tek tip bir mekanizma ile açıklanamayacağını, slot derinliği, slot genişliği, kapak açıklık tasarımı ve üretim toleranslarındaki küçük farkların tork momenti üzerinde doğrudan belirleyici olduğunu göstermektedir.

Bu çalışmanın amacı, sağ maksiller santral kesici diş üzerine yerleştirilen üç farklı pasif kapaklı braket sistemiyle (Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D), farklı yüksekliklerde ve farklı kesici diş inklınasyonlarında, farklı kesit ve materyaldeki teller aracılığıyla iletilen tork miktarını karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Sabit Ortodontik Apareylerin Tarihi

Modern ortodonti, 19. yüzyılın sonlarında Edward H. Angle'ın ortaya koyduğu sistematik tedavi prensipleriyle şekillenmeye başlamıştır. Angle (Angle, 1928), 1928'de edgewise apareyini tanıtmayla birlikte ortodontik aygıtların yapısal temelini oluşturmuş ve çağdaş braket tasarımlarına zemin hazırlamıştır (Proffit ve ark., 2007).

1819 yılında Delabarre, dişlerin hizalanması amacıyla “wire crib” olarak adlandırılan tel kafes tipi bir aparey tanımlamış ve bu aygıt çağdaş ortodontinin başlangıcı olarak kabul edilmiştir. Schange, geliştirdiği altın tel crib sisteminin yeterli ankraj sağladığını ve çeşitli ortodontik ataşmanların sabitlenmesine olanak tanıyan yapısal bir temel oluşturduğunu ortaya koymuştur. Yüzyıl sonra Lufkin, Schange'ın bu katkısının edgewise sistemin gelişimi açısından kritik bir dönüm noktası olduğunu belirtmiştir. William Lintott, 1841 yılında yayımlanan *On the Teeth* adlı eserinde yer alan “Dişlerin Düzensizlikleri” başlıklı bölümde, ortodontide vida kullanımını ilk defa tanımlamıştır. Aynı yıl Fransız diş hekimi J. M. A. Strange, bu vidayı temel alarak “crib” aygıtını modifiye etmiş; ayrıca, klamp bantlarının ve retansiyon mekanizmalarının kullanımını önermiştir (Wahl, 2005).

1861'de Kingsley'in ekstraoral kuvvet ve ankraj prensiplerini klinik ortodontiye kazandırması, sabit mekaniklerin gelişiminde ilk büyük adımı oluşturmuştur. 1871'de Magill'in siman esaslı yapıştırıcılarla metal bantları dişlere yapıştırması, modern bant-braket tekniğine geçişi hızlandırmıştır. Bu temelde çalışan Edward H. Angle, bantlara lehimlediği tüpler ve teller ile üç boyutlu hareketlerin kontrol edilebildiği standart bir sabit mekanik tasarlamış ve 1928'de Edgewise tekniğini tanımlamıştır. Angle sonrası dönemde Tweed, çekimsiz tedavilerin stabilite açısından yetersizliklerini vurgulayarak bazal kemik prensibini temel alan ve premolar çekimlerini içeren yeni bir yaklaşım geliştirmiştir (Graber, 1994). Aynı dönemde Begg, hafif ve aralıklı kuvvet felsefesini savunarak yuvarlak tel tekniğiyle hareket biyomekaniğini farklı bir doğrultuya taşımıştır (Begg ve Kesling, 1977). Sabit mekaniklerdeki en köklü ilerleme ise Andrews'ın 1972'de her diş için önceden programlanmış tip, tork ve in-out değerlerini içeren Düz Tel Tekniğini tanımlamasıyla gerçekleşmiştir (Andrews, 1989). Bunu takiben Roth, fonksiyonel oklüzyon prensiplerini ortodontik reçeteye entegre ederek tork ve

angulasyonları yeniden düzenlemiş (Roth, 1981) ve McLaughlin, Bennett ve Trevisi, (McLaughlin ve ark., 2001) 1997’de tedavi sekanslarını standardize eden MBT sistemini geliştirmiştir. 2000’li yıllarla birlikte Damon’ın pasif kapaklı braket sistemleri, düşük sürtünme ve biyolojik uyum iddialarıyla yeni bir mekanik yaklaşım sunmuş, aynı dönemde CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) tabanlı kişiye özel braketler, robotik tel bükümü ve lingual sistemler sabit tedavilerin dijitalleşmesini hızlandırmıştır (Graber, 2017).

2.2 Ligasyonun Tanımı ve Gelişimi

Ligasyon, sabit ortodontik tedavilerde ark telinin braket slotunda sabitlenmesini sağlayan temel bir işlemdir. Ligasyonun amacı, telin braketle birlikte etkili bir şekilde çalışarak dişlerin kontrollü şekilde hareketini sağlamaktır (Khatri ve ark., 2020).

Ligasyon yöntemleri ve kullanılan materyaller, tarihsel gelişim sürecinde önemli değişimler göstermiş olup bu farklılıklar tedavi süresi, mekanik etkinlik ve hasta konforu üzerinde doğrudan etkili olmuştur (Wahl, 2005).

2.2.1 İpek Ligatürler

Ortodontide de bir dönem ligasyon amacıyla kullanılan ipek cerrahi sütürlerin yerini, paslanmaz çelik ligatürlerin geliştirilmesiyle birlikte zamanla tamamen metal ligatürler almıştır (Wahl, 2005).

2.2.2 Tel Ligatürler

Ortodontik tedavinin ilk yıllarında, ark telinin braketlerde sabitlenmesi için yaygın olarak paslanmaz çelik tel ligatürler tercih edilmiştir. Tel ligatürlerin en önemli avantajı, sabit ve uzun süreli kuvvet sağlayabilmesi ve klinisyene istenen kuvvetin miktarını daha hassas ayarlama imkânı vermesidir. Ancak bu yöntemin dezavantajları; klinik uygulamada zaman alıcı olması, bazı durumlarda tellerin kırılması ve keskin uçlarının hastada irritasyona yol açmasıdır (Khatri ve ark., 2020).

Genellikle 0,009" ile 0,012" çapında olan tel ligatürler, ark telinin braket slotuna sıkı, gevşek veya daha uzak bir noktadan bağlanmasına olanak tanır. Özellikle dişlerde ciddi çapraşıklık bulunan vakalarda, telin uzaktan bağlanması,

dişle iletilen kuvvetin biyolojik sınırları aşmasını engelleyerek daha kontrollü bir hareket sağlar (Shivapuja ve Berger, 1994).

2.2.3 Begg Pinleri

Begg apareyinde, ark teli braket slotuna dikey olarak yerleştirilen küçük pinlerle sabitlenir. Bu yöntem, hem dişlerde serbest tipping (devrilme) hareketine izin verir hem de istenilen pozisyonlamayı sağlayacak düzeyde kontrol sağlar (Begg, 1971).

2.2.4 Elastomerik Ligatürler

1970’li yıllarda elastomerik ligatürlerin klinik kullanıma girmesi ortodontide önemli bir dönüm noktası olarak kabul edilmektedir. Bu ligatürlerin “daha hızlı ve kolay uygulanabilir” olmaları ve geniş renk seçenekleri sunmaları, hem estetik beklentileri karşılamakta hem de özellikle genç hastaların tedavi motivasyonunu artırmaktadır (Singh ve ark., 2012).

Ancak elastomerik ligatürlerin bazı dezavantajları da bulunur:

Uygulanan kuvvetin yaklaşık %50’sinin ilk 24 saat içinde kaybolması (Taloumis ve ark., 1997).

Ark telini braket slotunda tam olarak sabitleme güçlerinin sınırlı olması (Hain ve ark., 2006).

Çay, kahve gibi boyayıcı gıdalarla kolayca renk değiştirme ve estetik kayıp (Soldati ve ark., 2013).

Yapısal bütünlüklerinin zamanla bozulması ve sürtünmeyi artırarak kayma mekaniklerini zorlaştırması (Sims ve ark., 1993; Thomas ve ark., 1998).

2.3 Kapaklı Braket Sistemleri

2.3.1 Kapaklı Braketlerin Tanımı

Kapaklı braketler; tel veya elastik ligatür kullanılmasına gerek kalmadan, ark telini braket slotuna sabitleyen ve slotun ön yüzünde yer alan hareketli bir kapak ya da sürgü mekanizmasını bünyesinde barındıran braket sistemleridir (Harradine, 2003). Ortodontide ark telini braket slotuna bağlayan mekanizmayı kendi içinde barındıran pasif kapaklı braket sistemleri, ilk olarak 1930’lu yıllarda ortaya atılmıştır (Stolzenberg, 1935). Ancak klinik olarak yaygın kullanımları ve

popülerite kazanmaları esasen 1970'lerden sonra gerçekleşmiştir (Wahl, 2005). Bu sistemlerin en büyük avantajlarından biri, ark telinin braketle bağlanma süresini kısaltması ve ligatüre ihtiyaç duymamalarıdır (Baxi ve ark., 2023). Araştırmalar, pasif kapaklı braketlerin, özellikle küçük çaplı yuvarlak ark telleriyle kullanıldığında konvansiyonel braketlere kıyasla daha düşük sürtünme oluşturduğunu göstermektedir. Bu da klinik anlamda hem tedavi etkinliğini artırmakta hem de seans sürelerini kısaltarak ortodontist ve hasta açısından daha pratik bir süreç sağlamaktadır (Ehsani ve ark., 2009).

2.3.2 Kapaklı Braketlerin Çalışma Felsefesi

Pasif kapaklı braketlerin tasarım felsefesi, başlangıçta ark telini braket slotuna daha hızlı ve pratik biçimde yerleştirmek ve klinik işlemleri kolaylaştırmak amacıyla ortaya çıkmıştır (Siva ve ark., 2022). Zaman içinde bu yaklaşım, yalnızca pratikliği değil aynı zamanda daha fizyolojik, hafif ve sürekli kuvvetler uygulayarak dişlerin hareketini hızlandırma ve biyolojik uyumu artırma hedefini de kapsamıştır (Tecco ve ark., 2007). Bu sistemlerde kullanılan pasif sürgü veya kapak mekanizması, braket slotunun dördüncü duvarını oluşturarak dişlerin hareketi sırasında telin serbestçe kaymasına imkân tanımaktadır (Faizee ve ark., 2011). Damon sistemi gibi örneklerde, bu tasarım hafif ve biyolojik kuvvetlerle dişleri fizyolojik pozisyonlarına yönlendirerek periodontal dokuda dolaşımın korunmasına ve kök rezorpsiyonu riskinin azalmasına katkıda bulunur (Stefanos ve ark., 2010). Sonuç olarak, pasif kapaklı braketlerin geliştirilmesindeki temel motivasyon; yalnızca telleri hızlı bağlamak değil, aynı zamanda düşük sürtünme ve hafif, sürekli kuvvetlerle daha fizyolojik ve dengeli bir diş hareketi sağlamak olmuştur (Pizzoni ve ark., 1998).

2.3.3 Kapaklı Braketlerin Sınıflaması

Kapaklı braketler, aktif ve pasif olmak üzere iki alt gruba ayrılır (Harradine, 2003).

Aktif kapaklı braketlerde, ark telini braket slotu içinde tutan labial kapak, esnek bir yapıya sahiptir ve tel üzerinde aktif bir basınç uygulayarak tork ve rotasyon kontrolünü artırır. Bu aktif kapak, braket slotunu hafifçe daraltarak tel ile daha sıkı bir temas sağlar; böylece daha erken ve daha güçlü tork iletimi gerçekleşir (Rinchuse ve Miles, 2007).

Pasif kapaklı braketlerde ise labial kapak, teli slot içinde pasif olarak kapatır; tel üzerinde ekstra bir basınç uygulamaz ve slotun dördüncü duvarı gibi davranarak teli daha serbest bırakır (Badawi ve ark., 2008). Bu tasarım, braketin bir molar tüpü gibi çalışmasını sağlayarak düşük sürtünme kuvvetleri ile telin slotta daha serbest kaymasına olanak tanır (Ren ve ark., 2020).

Aktif ve pasif kapaklı braketler karşılaştırıldığında, aktif kapaklı braketler daha erken ve güçlü tork kontrolü sağlarken, pasif kapaklı braketler düşük sürtünme ve daha serbest tel hareketi sayesinde tedavi süresi açısından avantaj sağlayabilir (Badawi ve ark., 2008; Ren ve ark., 2020).

2.3.4 Kapaklı Braketlerin Tarihsel Gelişimi

İlk modern kapaklı braket prototipi, 1935 yılında Stolzenberg tarafından tanıtılan Russell ataçman sistemidir (Chen ve ark., 2010). Bu sistemde, ark telini sabitlemek için kullanılan vida mekanizması sayesinde braket hem aktif hem pasif biçimde çalışabilmekteydi. Ancak hasta konforunu artırmaya ve işlem süresini azaltmaya rağmen, sistemin yaygın kabul görmemesi tanıtım eksikliğine ve ortodontistler arasında sınırlı kullanıma bağlanmıştır (Harradine, 2003).

1971 yılında A.J. Wildman tarafından geliştirilen ve Edgelok adıyla tanıtılan pasif kapaklı braket, piyasada sınırlı da olsa ticari başarı elde eden ilk modellerden biri olmuştur (Birnie, 2008). Silindirik gövdeye sahip bu braketin sürgülü kapağı, ark telini slot içerisinde sabitlemekteydi. Ancak sınırlı rotasyon kontrolü, hacimli yapısı ve kapağın zor açılıp kapanması gibi dezavantajları nedeniyle yaygın kabul görmemiştir (Zreagat ve Hassan, 2012).

1970'li yılların sonlarında, elastomerik ligatürlerin yaygınlaşması, kapaklı braketlere olan ilgiyi geçici olarak azaltmıştır. Ancak bu durumu 1980 yılında piyasaya sürülen ve ilk aktif kapaklı sistem olarak kabul edilen Speed (Strite Industries, Kanada) braket değiştirmiştir (Berger, 2008). Bu sistemde, telin kalınlığı arttıkça aktif hale geçen ve tel üzerine kuvvet uygulayan nikel-titanyum kapak yer almakta olup, özellikle seviyeleme aşamalarında düşük sürtünme ve kontrollü diş hareketi avantajı sunmuştur (Garino ve Favero, 2003).

1980 yılında piyasaya sürülen Mobil-Lock braket (Forestadent, Almanya), braket slotunu kapatan yarım dairesel bir kapağa sahiptir ve bu kapak, özel bir tornavida yardımıyla açılıp kapanabilir. Kapağın farklı sıkılıkta kapatılması, braketin aktif ya da pasif forma sokabilmektedir. Ancak bu sistemde rotasyon kontrolünün

sınırlı olması ve kapağın kullanımının zor olması, başlıca dezavantajlar arasında yer almıştır (Harradine, 2008).

1994 yılında geliştirilen Activia braket (A Company, ABD), oklüzogingival yönde açılıp kapanan kızak tarzı bir kapak yapısına sahiptir. Braketin içbükey şekilli slot dizaynı, özellikle küçük kesitli ark tellerinde slot derinliğini artırmış, bu da labiolingual kontrolü sınırlandırmıştır. Ancak, kanatların olmaması, hacimli yapısı ve dairesel geometrisi nedeniyle yapıştırma ve pozisyonlandırmada zorluk yaşanması, bu braketi pratikte sınırlı kılmıştır (Harradine ve Birnie, 1996).

Time braket (Adenta GmbH, Almanya), 1994 yılında kullanıma sunulmuş olup hem pasif hem de aktif ligasyon özelliklerini entegre eden "interaktif" bir sistemdir. Başlangıç aşamalarında düşük sürtünme kuvvetleriyle çalışarak hasta konforunu artırırken, tedavi ilerledikçe tork ve rotasyon kontrolü sağlayarak etkili hareket yönlendirmesi sunar. Kapağı rijit ve kavislidir, labial yüzeyden oklüzogingival yönde kapatılır (Harradine, 2008).

1999 yılında tanıtılan System R (ABD) braket sistemi, GAC International tarafından geliştirilen birinci nesil aktif kapaklı tasarımlardan biridir. İkiz yapı ile metal kapağın birleştiği bu sistem, elastik ligatür ihtiyacını ortadan kaldırmayı hedeflemiş ve sonrasında geliştirilen In-Ovation serisinin temelini oluşturmuştur (Garino ve Favero, 2003). 2002 yılı itibarıyla, GAC firması daha kompakt bir braket olan In-Ovation R (ABD) modelini klinik kullanıma sunmuştur. Bu modelde braket boyutunun küçültülmesi, braketler arası mesafeyi artırmış ve klinik kontrolü kolaylaştırmıştır. In-Ovation R, tedavi sürecinin başında pasif çalışırken, daha kalın ve köşeli tellerin kullanıldığı aşamalarda aktif hale gelerek tork ve rotasyon kontrolü sağlar (Rinchuse ve Miles, 2007). Bu gelişimi takiben, estetik beklentileri karşılamak amacıyla şeffaf seramik gövdeli In-Ovation C (GAC International, ABD) braket sistemi geliştirilmiştir. Rodyum kaplı slot ve metal kapak hem dayanıklılığı hem de tork iletimini artırma amacı taşımaktadır. In-Ovation C braketlerinde kapak mekanizması temel olarak ark telini ligatür gereksinimi olmaksızın tutacak şekilde tasarlanmış olsa da bazı klinik durumlarda rotasyon kontrolünü artırmak veya telin braket slotunda tam yerleşim göstermemesi durumunda ek elastomerik ligatür uygulanması gerekebilmektedir. Voudouris ve arkadaşları (Voudouris ve ark., 2010), bu tür ek ligasyon girişimleri sırasında kapak tasarımının elastik ligatürün yerleştirilmesini güçleştirdiğini ve mekanik uyumsuzluklara neden olabildiğini bildirmişlerdir.

2004 yılında 3M Unitek tarafından geliştirilen SmartClip (ABD) pasif kapaklı braket, geleneksel kapaklı sistemlerden farklı olarak slotu kapatmak için herhangi bir sürgü ya da kapak mekanizması kullanmaz. Bunun yerine, braketin slot kenarlarına yerleştirilmiş C şeklindeki nikel-titanyum yaylar, ark telini doğrudan kavrar. Bu yaylar sayesinde tel, parmakla slotu bastırılarak yerleştirilebilirken, çıkarılması için özel bir alet kullanılır. Başlangıç versiyonunda, telin yerleştirilmesi ve çıkarılması sırasında uygulanan yüksek kuvvet nedeniyle hasta konforunda azalma ve klinik verimlilikte düşüş gözlemlenmiştir. Bu sorunları gidermek amacıyla sistem daha sonra yeniden tasarlanmış ve SmartClip SL3 (3M Unitek, ABD) modeliyle kullanan hekimlerin daha rahat kullanabileceği bir form kazanmıştır (Agarwal ve ark., 2008; Dedeoğlu ve Özsoy, 2023).

Opal braket (Ultradent, ABD), 2004 yılında tanıtılmış olup tam estetik ve pasif self-ligating özellikte bir sistemdir. Seramik esaslı yapısı ve Opal Key adlı özel el aletiyle açılıp kapanan mekanizması sayesinde ark teli değişimleri sırasında zaman kazancı sağladığı belirtilmiştir (Deshpande ve ark., 2012). Ancak, bu sistemin bağlanma başarısızlıkları, kapak kırılmaları ve renk değiştirme gibi dezavantajlara da sahip olduğu ifade edilmiştir (Gaikwad ve ark., 2012).

Clarity SL (3M Unitek, ABD) braketler, yarı estetik ve pasif self-ligating sistemlerdir. Seramik gövdeye sahip olup metalik bir sürgü sistemi içerir (Kannan ve ark., 2015). Bu sistem, farklı tel boyutlarında değişen sürtünme kuvvetlerine sahiptir.

Quick braket (Forestadent GmbH, Almanya), 2005'te geliştirilmiş olup pasif self-ligating özellikte bir sistemdir. Kapak üzerine yerleştirilen özel sondlar ile açılan kapak yapısı sayesinde kullanım kolaylığı sağlanmıştır (Sfondrini ve ark., 2012).

Oyster braket sistemi (Gestenco International AB, İsveç) cam elyaf-güçlendirilmiş polikarbonat yapı ile geliştirilmiş bir sistemdir ve laboratuvar çalışmasında klasik estetik braketlere göre daha düşük sürtünme değerleri göstermiştir (Reicheneder ve ark., 2007).

1996 yılında Dr. Dwight Damon tarafından geliştirilen Damon braket sistemi (Ormco, ABD) pasif self-ligating braket sistemlerinin en bilinen örneklerinden biri olarak kabul edilmektedir (DiBiase ve ark., 2011). Damon'un geliştirdiği biyomekanik yaklaşım, düşük sürtünme ve hafif kuvvetlerin daha fizyolojik, çevre dokularla uyumlu diş hareketleri sağladığı teorisine

dayanmaktadır (Damon, 1998). Bu teoriye göre, posterior ekspansiyon ile dental ark genişletilir, orbikularis oris ve mentalis kaslarının “lip bumper” etkisiyle kesici dişlerin öne hareketi sınırlandırılır (Pandis ve ark., 2010). Özellikle Sınıf I maloklüzyonlu, orta derecede çapraşıklığı olan olgularda çekimsiz tedavi seçenekleri mümkün hale gelir. Damon sistemi, geniş formulu CuNiTi (Bakır-Nikel-Titanyum alaşımı) ark telleriyle birlikte kullanılmak üzere tasarlanmış, pasif kapaklı ikiz yapıdaki edgewise braketlerden oluşur. İlk nesil Damon braketlerde görülen kapak kırılması ve kendiliğinden açılma gibi problemler, 2000 yılında sunulan Damon2 (Ormco, ABD) ile önemli ölçüde azaltılmıştır (Harradine, 2008; Harradine, 2001).

Damon3 (Ormco, ABD) modeli, metalik tabanı ve estetik gövde yapısıyla yarı saydam bir görünüm sunarken, Damon 3MX (Ormco, ABD) tamamen metal versiyonudur. İlk Damon3 örneklerinde kopma, braket tabanından ayrılma gibi yapısal sorunlar yaşansa da sonraki modellerde bu sorunlar çözülmüştür (Harradine, 2003). Damon sistemleri ile yapılan birçok in vitro çalışmada, bu braketlerin konvansiyonel sistemlere göre daha düşük sürtünme değerlerine sahip olduğu gösterilmiştir (Pizzoni ve ark., 1998; Shivapuja ve Berger, 1994; Thorstenson ve Kusy, 2002). Özellikle Damon braketleri, en düşük sürtünme gösteren sistemlerden biri olarak rapor edilmiştir (Pizzoni ve ark., 1998). Damon Q (Ormco, ABD), serinin en gelişmiş modellerindendir. Yüksek kaliteli paslanmaz çelik yapısı, yuvarlatılmış kenarları ve düşük profili ile hem sağlamlık hem de hasta konforu açısından iyileştirilmiştir. Vertikal ve horizontal ekstra slotları sayesinde minivida (TAD) uygulamaları, elastikler, segmental teller gibi çeşitli ortodontik yardımcı elemanların uygulanmasına olanak tanır. Ayrıca düşük, standart ve yüksek tork seçenekleriyle bireyselleştirilmiş tedavi planlaması sağlar (Vajaria ve ark., 2011). Son olarak, estetik beklentileri karşılamak üzere geliştirilen Damon Clear (Ormco, ABD) ve bunun geliştirilmiş versiyonu Damon Clear2 (Ormco, ABD), daha yüksek rotasyon kontrolü ve daha güvenli kapak kapanışı sunmayı hedefler. Bu modellerde kapak, “SpinTek” adlı özel bir el aletiyle açılıp kapatılmaktadır.

2.3.5 Kapaklı Braketlerin Klinik Performansı

Kapaklı braketlere olan ilgi, 2000’li yılların başından itibaren ortodonti pratiğinde hızla artmıştır. Keim ve arkadaşlarının (Keim ve ark., 2008) ABD’deki ortodontistler üzerinde yürüttüğü ankete göre, kapaklı braketlerin rutinde kullanım

oranı 2002 yılında %8,7 iken, 2008 yılında yaklaşık %42'ye yükseldiği bildirilmektedir.

2.3.6 Kapaklı Braketlerin Öne Sürülen Avantajları

Kapaklı braket sistemlerinin yaygın olarak tercih edilmesinin nedenleri arasında aşağıdaki klinik avantajlar sayılmaktadır:

Düşük sürtünme kuvveti ve hafif kuvvetlerin uygulanabilmesi

Daha az randevu ve tedavi süresinde kısalması

Daha hızlı seviyeleme ve boşluk kapatma

Dental arkların ekspansiyonu

Hasta konforunun artması

Ark telinin tam ve güvenli yerleşimi

Ağız hijyeninin artması (Rinchuse ve Miles, 2007).

2.3.7 Konvansiyonel Braketler ve Pasif Kapaklı Braketlerin Karşılaştırılması

Birnie (Birnie, 2008) pasif kapaklı braketlerin konvansiyonel braketlerle karşılaştırıldığında çeşitli klinik avantajlar sunduğu bildirmiştir. Bu sistemlerin kullanımıyla elde edilen temel faydalar aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

Daha	Az	Ankraj	İhtiyacı:
Pasif kapaklı braket sistemlerinde, ligatürlerden kaynaklanan sürtünme direncinin ortadan kalkması, toplam tedavi sırasında diş hareketleri için daha az ankraj gereksinimi doğurur. Bu durum, klinisyenlerin daha az ekstra ankraj desteği (örneğin mini implantlar) kullanımına yönelmesini desteklemektedir (Cacciafesta ve ark., 2003).			

İntraoral	Ekspansiyon	Apareylerine	Daha	Az	İhtiyaç:
Quad-helix veya W-yayları gibi yardımcı ekspansiyon apareylerinin kullanım ihtiyacı azalır çünkü ark teli kuvveti ligatürler tarafından absorbe edilmediği için doğrudan dişlere aktarılır. Böylece ekspansiyon, yalnızca tel kuvvetiyle etkili şekilde sağlanabilir (Lucchese ve ark., 2019).					

Çekim	İhtiyacının	Azalması:
Ligatür kaynaklı sürtünme direncinin bulunmaması, hizalama sürecini kolaylaştırır ve bu sayede küçük çaplı bakır NiTi tellerle bile etkili diş dizilimi sağlanabilir. Düşük sürtünme ve hafif kuvvet yaklaşımının periodontal dokular üzerinde daha		

fizyolojik bir biyomekanik ortam oluşturabileceği literatürde öne sürülmüş olmakla birlikte, bu iddiayı klinik düzeyde doğrulayan yüksek kanıtlı çalışmalar bulunmamaktadır (Fleming ve Johal, 2010).

2.4 Ortodontik Diş Hareketleri

Ortodontik diş hareketi, periodontal ligament (PDL) üzerinde uygulanan sürekli ve hafif biyomekanik kuvvetlere bağlı olarak meydana gelen, zaman içinde kontrollü bir kemik remodelling sürecidir. Diş hareketinin biyolojik temeli, PDL’de oluşan sıkışma ve gerilme bölgeleriyle başlar. Sıkışma tarafında osteoklastik rezorpsiyon, gerilme tarafında ise osteoblastik kemik yapımı gerçekleşir (Proffit ve ark., 2007).

Diş uygulanan herhangi bir kuvvet, aynı anda hem translasyon hem de rotasyon bileşenlerini içerir. Kuvvet, dişin direnç merkezinden geçmediği sürece bir moment oluşturur ve bu momentin büyüklüğü kuvvet ile kuvvet kolunun çarpımına eşittir. Bu nedenle, ortodontik biyomekanik yalnızca kuvvetlerin büyüklüğüne değil, aynı zamanda moment/kuvvet oranına (M/F oranı) da bağlıdır. Diş hareketi M/F oranıyla doğrudan ilişkilidir (Burstone ve Pryputniewicz, 1980).

Hafif ve sürekli kuvvetler, periodontal dokuların fizyolojik adaptasyonunu daha iyi desteklediği için klinik ortodontide ideal kabul edilir (Graber, 2017). Aşırı kuvvetler ise hyalinizasyona ve gecikmiş diş hareketine neden olabilir. Bu nedenle modern ortodontik sistemlerde amaç, mümkün olduğunca düşük kuvvetle yüksek biyomekanik etkinlik elde etmektir (Nanda, 2005).

Diş hareketi genel olarak beş ana kategori altında incelenir:

1. Devrilme (tipping): Kuvvetin direnç merkezinin koronalinde etki etmesiyle kron hareketi kökten daha fazla olur.
2. Gövdesel hareket (Translasyon): Yüksek M/F oranı gerektirir, kök ve kron eşit miktarda hareket eder.
3. Rotasyon: Dönme momentleriyle kontrol edilir; relaps eğilimi yüksektir.
4. Ekstrüzyon / intrüzyon: Kuvvetin doğrultusuna bağlı dikey hareketlerdir.
5. Tork: Kökün labial veya palatinal doğrultuda üç boyutlu kontrolü olup yüksek M/F oranına ihtiyaç duyan özel bir büküm hareketidir (Burstone, 1966; Proffit ve ark., 2007).

Bu diş hareketlerinin tümü, uygulanan kuvvetlerin dişin direnç merkezi ile olan ilişkisiyle belirlenir. Özellikle kesici dişlerde direnç merkezi kökün apikal

üçlüsünde yer aldığı için, labio-lingual yönde uygulanan kuvvetler farklı miktarlarda moment oluşturur ve bu durum kök hareketinin hassas kontrolünü gerektirir (Nanda, 2005). İşte tork kontrolü ortodontik biyomekanğin bu karmaşık kuvvet-moment ilişkisini yöneten kritik bileşendir ve özellikle kesici diş pozisyonunu belirlemede klinik olarak büyük önem taşır.

2.5 Tork

Ortodontide kullanılan "tork" terimi, dişlerin belirli yönlerde döndürülerek ideal konumlarına getirilmesini sağlayan biyomekanik bir kuvveti tanımlar. Bu terim, Latince'de "bükme" ya da "döndürme" anlamına gelen "torquere" kelimesinden türemiştir (Thickett ve ark., 2007).

Dişlerin fasiyolingual yöndeki eğimlerini etkileyen biyolojik faktörler üzerine yapılan çalışmalarda, özellikle ön dişlerin morfolojik çeşitliliği ve braket yerleşimindeki hassasiyet, ortodontik tedavilerde estetik ve fonksiyonel hedeflere ulaşmada belirleyici unsurlar olarak öne çıkmaktadır (Germane ve ark., 1989).

Ortodontik biyomekanikte tork, diş köklerinin fasiyolingual düzlemde yönlendirilmesini sağlayan kontrollü bir kuvvettir. Bu kuvvet, ark telindeki torsiyonun braket slotuna iletilmesiyle bir kuvvet çifti oluşturarak dişin direnç merkezi etrafında dönmesine neden olur (Thurow, 1982).

2.6 Kapaklı Braketlerde Tork ve Rotasyon Kontrolü

Ortodontide tork, braket slotu içerisinde yer alan ark telinin burkulmasıyla oluşan ve diş üç boyutlu hareket kazandıran bir momenttir (Badawi ve ark., 2008). Kesici dişlerin bukkolingual yönelimlerinin doğru olması, hem fonksiyonel oklüzyonun sağlanması hem de estetik bir gülümseme hattının oluşturulması açısından oldukça önemlidir. Maksiller keserlerin doğru tork değerlerine sahip olması, anterior rehberliğin sağlanmasında ve Sınıf I kanin ilişkisinin elde edilmesinde kritik rol oynamaktadır (Choi ve ark., 2022).

Tork değerlerinde meydana gelen her 5 derecelik artışın, ark uzunluğunda yaklaşık 1 mm'lik bir artışa neden olduğu bildirilmiştir (Arreghini ve ark., 2014). Maksiller posterior dişlerde yetersiz tork, arkın düzgün şekilde genişletilmesini engelleyerek uygun tüberkül-fossa ilişkisinin kurulmasına da engel olabilir (Harikrishnan ve ark., 2020).

Üretim sürecindeki malzeme ve teknik farklılıklar, braket slotunun boyutsal doğruluğunu değiştirir ve bu durum tork momentini doğrudan etkiler (Archambault ve ark., 2010).

Aktif kapaklı braketlerin, tel üzerine baskı uygulayan kapağı sayesinde diş hareketinin daha kontrollü bir şekilde gerçekleştirilebildiği ve özellikle tork hareketlerinin daha etkin şekilde sağlandığı bildirilmektedir (Badawi ve ark., 2008). Garino ve Favero (Garino ve Favero, 2003), Speed braket sistemini kullanarak hem çekimli hem de çekimsiz hastalarda yapılan tedavilerde, horizontal, meziodistal ve tork yönlerinde tatmin edici düzeyde kontrol sağlandığını bildirmiştir.

Bununla birlikte, Huang ve arkadaşlarının (Huang ve ark., 2009) yaptığı karşılaştırmalı bir çalışmada, braket sistemlerinin tork kontrolüne etkisinin sınırlı olduğu ve tork kapasitesini belirleyen en önemli faktörün, telin uygun kesit ve malzemede olması gerektiği vurgulanmıştır. Aynı çalışmada en düşük tork ifadesi, aktif kapaklı bir sistem olan Speed braketinde gözlemlenmiştir.

Benzer şekilde Pandis ve arkadaşları (Pandis ve ark., 2006) tarafından yapılan klinik bir çalışmada, konvansiyonel ve Damon2 kapaklı braketler karşılaştırılmış ve maksiller kesici dişlerin tork kontrolü açısından iki sistem arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Yeni araştırmalar, aktif kapaklı braketlerin maksiller kesici dişlerde daha fazla labial inklinasyon sağladığını, buna karşılık pasif kapaklı sistemlerin mandibular kesici dişlerde bu etkiyi gösterdiğini bildirmektedir (Ren ve ark., 2020). Ek olarak, farklı üretim tekniklerinin braket slotlarının boyutsal tutarlılığına etkisi olduğu ve bunun da tork kapasitesini doğrudan etkileyebileceği ileri sürülmüştür (Franco ve ark., 2015).

OMSS (Orthodontic Measurement and Simulation System, Ortodontik Ölçüm ve Simülasyon Sistemi) kullanılarak yürütülen laboratuvar çalışmalarında hem aktif hem de pasif kapaklı dokuz farklı braketin (Quick, Time, In-Ovation, Damon2, Damon3MX, Opal-M, Opal-2, Speed) tork ve hizalama yetenekleri karşılaştırılmış ve kontrol grubu olarak geleneksel bir braket sistemi kullanılmıştır. Bu çalışmada gruplar arasında anlamlı bir tork ya da seviyeleme farkı saptanmamıştır (Fansa ve ark., 2009).

Pandis ve arkadaşlarının (Pandis ve ark., 2010) yürüttüğü çeşitli klinik çalışmalarda da hem konvansiyonel hem de self-ligating braketlerin mandibular kesici dişlerde benzer miktarda proklinasyona neden olduğu bildirilmiştir.

Ren ve arkadaşlarının (Ren ve ark., 2020) yaptığı retrospektif çalışmada, aktif kapaklı braketlerin maksiller kesicilerde daha fazla proklinasyon, pasif kapaklıların ise mandibular kesicilerde daha belirgin labial eğim oluşturduğu gözlemlenmiştir.

Benzer şekilde Cattaneo ve arkadaşlarının (Cattaneo ve ark., 2013) 3 boyutlu Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) analizine dayanan çalışmasında pasif kapaklı braket olan Damon 3MX (Ormco, ABD) ve aktif kapaklı braket In-Ovation R (GAC International, ABD) mandibular keser dişlerde anlamlı düzeyde proklinasyona neden olduğu, ancak kök eğimlerinde yüksek varyasyonlar olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca, Morina ve arkadaşları (Morina ve ark., 2008) tarafından OMSS ile yapılan deneysel çalışmada, aktif kapaklı braketlerin pasiflere göre daha yüksek tork momentleri oluşturduğu, ancak her iki sistemde de önemli ölçüde tork kaybı yaşandığı görülmüştür.

Rotasyonlu dişlerin hizalanmasında, ark telinin braket slotuna bağlanmasıyla oluşan kuvvet çifti, moment üretir. Bu moment, dental arkın düzleştirilmesi ve dişlerin dizilimi sürecinde rotasyonların düzeltilmesinde kilit rol oynar. Oluşan moment büyüklüğü hem braketin mesiodistal genişliği hem de ligasyon türüne bağlı olarak değişmektedir (Smith ve Burstone, 1984).

Bednar ve Gruendeman'ın (Bednar ve Gruendeman, 1993) yaptıkları bir laboratuvar çalışmasında, braket genişliğinden ziyade ligasyon tipinin moment oluşumu üzerinde daha belirleyici olduğu gösterilmiştir. Özellikle kapaklı braketlerin, aksiyel rotasyonları düzeltme sürecinde daha stabil ve düşük seviyede fakat sürekli moment oluşturabildikleri, bu nedenle geleneksel ligasyon sistemlerine göre avantajlı oldukları vurgulanmıştır.

Archambault ve arkadaşları (Archambault ve ark., 2010) tarafından yapılan karşılaştırmalı çalışmada ise Damon 3MX, In-Ovation R ve Speed gibi kapaklı braket sistemleriyle üç farklı ark teli materyali (paslanmaz çelik, TMA, CuNiTi) arasında tork iletim etkinliği incelenmiştir. Braket tipleri arasında anlamlı fark görülmemiş, ancak en etkili tork iletiminin paslanmaz çelik tellerle sağlandığı, bunu sırasıyla TMA ve CuNiTi tellerin izlediği belirtilmiştir. Ek olarak, Cattaneo ve arkadaşlarının (Cattaneo ve ark., 2013) yaptığı 3 boyutlu analiz çalışması, kapaklı braket sistemlerinin özellikle düşük dereceli rotasyonlarda etkin ancak yüksek açılı rotasyonların düzeltilmesinde sınırlı kaldığını ortaya koymuştur.

2.7 Damon Sistem Braketleri

Damon sistem braketleri, hem 0,018 inç hem de 0,022 inç slot boyutlarında üretilmektedir. Ancak klinik uygulamalarda, daha geniş slot yapısına sahip 0,022 inçlik braketlerin tercih edilmesi, özellikle ince kesitli ark tellerinin uygulanmasıyla daha kontrollü ve biyolojik olarak uygun kuvvetlerin kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Bu durum diş hareketini kolaylaştırmakta ve tedavi sürecini fizyolojik sınırlar içerisinde optimize etmektedir. Üretici tarafından önerilen ark teli sıralaması, düşük sürtünme ortamında üç boyutlu diş hareketinin etkinliğini artırmakta ve hasta konforuna olumlu katkı sağlamaktadır (Birnie, 2008). Damon braket sistemi, geleneksel braket sistemlerine göre daha az sürtünme oluşturur, bu da diş hizalanmasının daha verimli ilerlemesini sağlar. Damon sisteminde sürtünmenin düşük olması, diş hareketinin daha kontrollü ve konforlu gerçekleşmesine katkıda bulunur (Beckstrand, 2022). Özellikle üst çenede genişleme sağlama açısından avantajlıdır. Damon braketini kullanan hastalarda maksiller kanin ve premolar genişliğinde anlamlı artış görülmüştür (Cattaneo ve ark., 2011). Damon braketini, elastik ligatörler yerine pasif kapak sistemiyle çalıştığı için ağız hijyenini artırır ve yumuşak doku tahrişini azaltır. Bu durum hastanın tedavi sürecinde daha az rahatsızlık yaşamasını sağlar (Phaphriya ve ark., 2018). Damon sistemi tork kontrolü açısından da etkilidir, özellikle anterior dişlerde istenmeyen proklinasyonların azaltılmasında avantaj sağlar. Damon Q gibi sistemler, telin slot içinde daha iyi kontrol edilmesini sağlayarak oluşan tork momentini artırır (Jahanbin ve ark., 2019). Pandis ve arkadaşları (Pandis ve ark., 2007) Damon sisteminin daha kısa sürede seviyeleme sağladığını ve hasta başına daha az kontrol randeusu gerektirdiğini rapor etmişlerdir. Damon sistemi, özellikle cerrahi öncesi ortodontik hazırlıkta ya da iskeletsel maloklüzyonların düzeltilmesinde düşük sürtünme avantajı sayesinde etkili şekilde kullanılabilir (Aristizábal ve ark., 2015).

2.7.1 Damon Ultima Braket Sistemi

Damon Ultima, daha hızlı ve daha hassas bir finishing safhası sağlamak amacıyla tasarlanmış ve geliştirilmiştir. Geleneksel kapaklı braket ve teller, genellikle yetersiz kontrol, manuel ayarlamalar ve uzamış tedavi süreleriyle sonuçlanan önemli ölçüde braket ile tel arasında boşluk içerir. Damon Ultima sistemi, rotasyon, angülasyon ve tork üzerinde hassas kontrol sağlamak amacıyla

bu boşluğu neredeyse tamamen ortadan kaldıracak şekilde baştan sona yeniden tasarlanmış ilk sistemdir (Birnie, 2008).

Damon Ultima sistemindeki geliştirilmiş özellikler şunlardır:

Tamamen yeniden tasarlanmış kanatları, elastomerik zincirlerin takılmasını ve bağlanmasını kolaylaştırarak daha iyi kontrol sağlamayı amaçlar.

Daha pürüzsüz kanatları, hastaya daha fazla konfor sağlamak ve oklüzal temasları en aza indirmek üzere tasarlanmıştır.

Braket tabanında yer alan 80 gauge mesh yapı, tedavi süresince güvenilir ve yüksek yapışma kuvveti ile birlikte öngörülebilir bir debonding deneyimi sunmak için tasarlanmıştır.

Kolay açılıp kapanabilen slot kapak tasarımı, düşük karşılıklı kuvvetler ve dokunsal geri bildirim sağlar. Braket kapağı ve tel, kapama sırasında sürtünme riskini azaltacak şekilde birlikte tasarlanmıştır.

Braket tabanının romboid geometrisi ve üzerinde yer alan hassas referans çizgisi (scribe line), braketin diş üzerine doğru konumlandırılmasını kolaylaştırarak yerleştirme doğruluğunu artırmaktadır.

Brakette yer alan dikey yardımcı slot, çeşitli ortodontik mekaniklerde kullanılan yardımcı kanca ataşmanlarının kolay ve stabil biçimde yerleştirilebilmesine imkân sağlamaktadır.

Retrokline ve prokline braket seçenekleri, tork kontrolünü artırmak amacıyla geliştirilmiştir. Braketler, slotun merkez noktasından FA (Fasiyal Aksiyal) noktasına hizalanacak şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede istenilen tork değeri daha etkin bir şekilde yansıtılabilir ve braketi yerleştirmek hem daha kolay hem de daha hassas hale gelir (Siva, 2021).

2.7.2 Ortodontide Damon Ultima Kapaklı Braket Sisteminin Değeri

Dr. Dwight Damon, ortodontik tedaviye yaklaşımını “eşiğe ulaşan kuvvet” (threshold force) kavramı üzerine inşa etmiştir. Bu felsefeye göre, diş hareketini başlatmak için yalnızca gerekli en düşük kuvvetin uygulanması esastır. Bu kuvvet düzeyi, periodontal bağ dokusu içerisindeki kan damarlarının tıkanmasına neden olmayacak kadar düşük tutulmalıdır. Böylece ilgili bölgeye kan yoluyla ulaşan hücrelerin ve kemik yıkımı ve yeniden yapımı süreçlerini başlatacak biyokimyasal araçların taşınmasına olanak sağlanır. Bu fizyolojik ortam, sağlıklı ve dengeli diş hareketinin oluşmasına katkı sağlar (Birnie, 2008).

Pasif kapaklı sistemler, ligatür kullanan geleneksel sistemlere kıyasla en düşük sürtünme direncine sahiptir. Bu sayede ark telinden kaynaklanan kuvvetler, doğrudan dişlere ve çevre destek dokulara iletilir; ligatürlerin neden olduğu kuvvet absorpsiyonu veya yön değişikliği bu sistemde görülmez. Buna karşın, elastomerik ligatürlerle uygulanan sistemlerde ortaya çıkan sürtünme, tedavi ilerleyişinde istenmeyen etkiler oluşturabilir ve biyomekanik kontrolü zorlaştırabilir (Birnie, 2008).

2.7.3 Damon Ultima Sisteminde Kullanılan NiTi Ark Telleri

Damon Ultima sistemi, özel olarak geliştirilmiş yuvarlatılmış kenarlara sahip dikdörtgen kesitli NiTi ark telleriyle tasarlanmıştır (Ormco, ABD). Nikel ve titanyum alaşımından oluşan bu teller, yüksek düzeyde elastikiyet ve esneklik sunar, bu sayede dişlere sürekli ve hafif kuvvetler uygulanmasına imkân tanır.

NiTi teller, diş hareketlerinin başlangıç aşamasında, ortodontik tedavinin erken safhalarında yaygın şekilde tercih edilir. Bu tellerin önemli avantajlarından biri, sabit düzeyde kuvvet sağlayarak dişlerin daha etkili ve kontrollü biçimde hareket etmesini desteklemesi ve bu yolla genel tedavi süresinin kısalmasına katkıda bulunmasıdır. Ayrıca paslanmaz çelik tellere kıyasla daha esnek olmaları, NiTi tellerin diş kavsinin doğal eğriliğine daha iyi uyum sağlamasını mümkün kılar. Bu durum, diş hareketleri üzerinde daha hassas kontrol elde edilmesine yardımcı olur (Kotha ve ark., 2014). NiTi ark telleri, farklı form ve boyutlarda üretilerek her hastanın bireysel ortodontik gereksinimlerine en uygun seçeneğin belirlenmesini mümkün kılar. Bu teller arasında bazıları ısıyla aktive olabilen yapıya sahiptir. Düşük sıcaklıklarda daha esnek olup şekil verilebilirken, ağız içi sıcaklığına ulaştıklarında sertleşir. Bu özellik, telin hastanın diş yapısına göre daha hassas bir şekilde kişiselleştirilmesine olanak tanır (Wichelhaus ve ark., 2023). NiTi tellerin bir diğer önemli avantajı, paslanmaz çelik tellere göre daha az rahatsızlık yaratmalarıdır. Bunun temel nedeni, bu tellerin dişlere daha sürekli ve hafif kuvvetler uygulayarak periodontal dokular üzerindeki basıncı azaltması ve tedaviyi hasta açısından daha konforlu hâle getirmesidir (Jian ve ark., 2013).

2.7.4 Damon Sisteminde Braket Seçimi ve Yerleştirme

Siva (Siva, 2021), Damon sistemine özgü braket yerleştirme prensiplerini özetleyerek, klinik uygulamada dikkat edilmesi gereken temel noktaları ayrıntılı şekilde tanımlamıştır.:

Üst çenedeki braket kapakları oklüzal, alt çenedekiler ise gingival yönde açılmalıdır.

Braket tabanının meziodistal genişliği ile dişlerin meziodistal kenarlarına dikkat edilmelidir.

Braket yapıştırmadan önce alınan panoramik görüntü, kök pozisyonunun doğru belirlenmesine yardımcı olur.

Braket slotunun iç kısmı ve yatay bileşenleri, oklüzal düzleme paralel olacak şekilde hizalanmalıdır. Bu özellikle alt kesici dişlerde büyük önem taşır.

Dr. Tom Pitts, Damon sisteminde braketini oklüzogingival yönde konumlandırırken, geleneksel uygulamaya göre biraz daha gingival yerleştirmeyi önermektedir. Pitts'e göre, braketini daha insizal konumlandırmak ideal gülümseme arkını elde etmeyi zorlaştırmakta ve tork kontrolünü olumsuz etkilemektedir (Siva, 2021).

Ayrıca, Dr. Pitts ve Dr. Mike Steffan, braket yerleşimini kolaylaştırmak amacıyla, kanin, küçük azı ve azı dişlerinin temas noktalarından alçı model üzerine çizgiler çekilmesini içeren bir yöntem geliştirmiştir. Bu teknik, yerleştirme hatalarını önlemeyi hedefler (Nojima ve ark., 2015).

2.7.5 Damon Ultima Sistemi'nin Etkinliği ve Tedavi Sonuçları

Damon sistemine ilişkin ilk gözlemler, ark telinin braket slotuna yerleştirilmesini kolaylaştırdığı ve sürtünme kuvvetlerini azalttığını göstermektedir. Damon ayrıca, geliştirdiği braket tasarımının bir tür Lip Bumper Apareyi gibi işlev gördüğünü ve dudaklar ile yanaklardan gelen kuvvetlerin dişlerin fizyolojik konumlarına yönlendirilmesinde etkili olduğunu ifade etmektedir (Damon, 1998).

Braket ile tel arasında oluşan sürtünmesiz ortam sayesinde, periodontal dokulardaki oksijen düzeyinin, geleneksel sistemlerde gözlemlenen vasküler kısıtlamalardan etkilenmediği belirtilmektedir. Bu durum, periodontal yeniden yapılanma sürecinin serbestçe ilerlemesini sağlamak ve tedavi süresini kısaltmaktadır. Nitekim, klinik uygulamalarda hasta başına ortalama 7 dakikalık bir

süre tasarrufu gözlemlenmiştir. Ayrıca, destek personelinin kapaklı sistemleri kolayca uygulayabildikleri, işlem süresini kısalttıkları ve enfeksiyon kontrolünü kolaylaştırdıkları rapor edilmiştir (Thomas ve ark., 1998).

2.7.6 Damon Vaka Tedavi Hedefleri

Maksilla ve mandibulada ark uzunluğunu artırmak.

Üst ve alt kesici dişlerin konumunu, dudak desteği sağlayacak şekilde düzenlemek.

Maksiller ve mandibular posterior bölgelerde ark genişliğini, orta yüz bölgesini destekleyecek biçimde oluşturmak.

Üst dudak ve dişler arasında ideal bir estetik ilişki kurmak.

Yüksek kuvvet gerektiren hızlı damak genişletme uygulamalarına gerek kalmayacak şekilde tedavi mekaniğini planlamak.

Düşük kuvvetli biyomekanik prensiplerle, orofasiyal kas kompleksi, kemik yapılar ve yumuşak dokularla uyumlu, fizyolojik diş pozisyonlarını elde etmek.

Bu hedefler, Damon sisteminin yalnızca dişsel düzeltmelerden ibaret olmadığını, aynı zamanda yüz estetiği ve biyolojik dengeyi de gözeten bir yaklaşım sunduğunu göstermektedir (Siva, 2021).

2.8 Carriere SLX 3D Kapaklı Braket Sistemi

Damon çözümünün geliştirilmiş bir versiyonu, Henry Schein Orthodontics'in yeni Carriere SLX 3D pasif kapaklı braket sistemi tarafından sağlanmaktadır. Bu braket sistemi braketin yerleştirilmesi ve tork kontrolünde iyileştirmelere sahip olduğunu iddia etmektedir. Braket, oklüzale açılan kapak yapısına ve etkileyici derecede düşük bir profile sahiptir (Henry Schein Orthodontics, 2024).

2.9 Pitts21 PRO Braket Sistemi

Pitts21 PRO (OC Orthodontics, ABD) sistemi, anterior bölgede kare slot (0,021" x 0,021") ve kare teller kullanarak tedavinin erken döneminde daha iyi temas ve kontrol sağlamak amacıyla geliştirilmiş pasif kapaklı bir sistemdir (Pitts, 2009). Üreticiye göre, bu sistemin avantajları arasında, özel olarak tasarlanmış ve ısıyla aktive olan 0,018" x 0,018", 0,020" x 0,020" NiTi ve 0,020" x 0,020" TMA teller sayesinde tedavinin başında düşük kuvvetlerle erken tip ve tork kontrolü sağlanması yer alır (Pitts, 2009).(Pitts21 PRO Self-Ligating Bracket System, 2025)

2.10 Maksiller Ön Dişlerde Braket Yerleşimi

Damon sisteminde, maksiller kaninlerin uygun konumlandırılması Gülümseme Arkının Korunması Protokolü etkisinin elde edilmesine önemli ölçüde katkı sağlamaktadır. Kanin braketleri temel referans noktası olarak alınır ve diğer ön diş braketleri buna göre konumlandırılır. Bu yöntemle göre, kanin braketinin insizal kanadı, dişin mezial ve distal kontak noktalarından geçen ve konturun en yüksek noktasından geçen hayali bir çizgiye (mesiodistal kontak hattı) hizalanmalıdır.

Kanin braketleri slotunun seviyesi, maksiller santral ve lateral kesici diş braketlerinin dikey yerleşimi için referans olarak kullanılır:

Lateral kesici diş braketleri, kanin braketine göre 0,5 mm daha gingival yerleştirilir.

Santral kesici diş braketleri ise lateral kesiciye göre 0,25 mm daha gingival konumlandırılır.

Bu farklı yerleşim düzeyleri, anterior bölgede gülüş arkının korunmasına yönelik Gülümseme Arkının Korunması Protokolü etkisinin oluşturulmasına katkı sağlar (Siva, 2021).

2.11 Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi (SEA), karmaşık yapıların matematiksel olarak çözümlenebilmesi için daha küçük, sonlu sayıdaki elemanlara bölünmesi esasına dayanır (Zienkiewicz ve ark., 2005). Her bir elemanın davranışı, belirli şekil fonksiyonları ve malzeme özellikleri kullanılarak modellenir ve tüm elemanların oluşturduğu denklem sistemi çözülerek bütün yapının tepkisi elde edilir (Bathe, 1996). Yöntem, doğrusal veya doğrusal olmayan malzeme modellerini, karmaşık sınır koşullarını ve çok eksenli yükleme durumlarını temsil etme kapasitesi nedeniyle mühendislik analizlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Cook ve ark., 1984). SEA, çözümü olmayan veya analitik olarak çözümlenmesi çok güç olan problemlerde yaklaşık fakat yüksek doğrulukta sonuçlar vermesi sebebiyle tercih edilmektedir (Zienkiewicz ve ark., 2005). Diş, Periodontal Ligament (PDL) ve alveol kompleksinin mekanik analizlerinde güvenle kullanılabilir (Cattaneo ve ark., 2005).

2.11.1 Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Öğeler

- **Elemanlar ve Düğümler**

SEA ile incelenen yapı, eleman ve düğüm adı verilen küçük alt birimlere ayrılarak modellenir. Elemanlar, yapının geometrisinin ve malzeme davranışının lokal olarak tanımlandığı, matematiksel olarak çözülebilir basit bölgelerdir. Düğümler ise bu elemanların birleştiği noktalardır ve yer değiştirme, dönme, yük ve sınır koşullarının tanımlandığı çözüm noktalarını oluşturur (Zienkiewicz ve ark., 2005).

- **Şekil Fonksiyonları**

Her elemanın içinde yer değiştirme dağılımı, düğümlerde tanımlanan yer değiştirme değerlerinin eleman boyunca nasıl değiştiğini ifade eden matematiksel şekil fonksiyonları kullanılarak tanımlanır. Bu fonksiyonlar, elemanın geometri türü ve eleman tipine göre belirlenir. Örneğin üçgen, dörtgen, tetrahedral veya hexahedral elemanlarda düğümlerdeki yer değiştirme değerlerinin elemanın tamamına nasıl yayıldığını tanımlayan farklı matematiksel fonksiyonlar kullanılır. Şekil fonksiyonları, düğümlerdeki değerleri esas alarak eleman içindeki ara noktalardaki yer değiştirmeleri yaklaşık olarak hesaplar ve böylece elemanın deformasyonunun sürekliliği sağlanır (Bathe, 1996).

- **Von Mises Gerilmesi**

Von Mises gerilmesi, bir malzemenin çok eksenli yükleme altında maruz kaldığı karmaşık gerilme durumunu tek bir karşılaştırılabilir değer hâline getiren bir ölçüttür. Bu değer, malzemede şekil değişimine yol açan gerilme bileşenleri temel alınarak hesaplanır ve yükün malzemeyi akma sınırına yaklaştırıp yaklaştırmadığını değerlendirmede kullanılır. Von Mises gerilmesi bir yön ifade etmemektedir. Bu stres sünek (ductile) malzemelerin kırılma kriterlerini değerlendirmek için mühendisler tarafından geliştirilmiş bir formülden elde edilen strestir. Sünek malzemeler, kopmadan önce belirli bir miktar elastik deformasyon geçirip uzayabilen malzemelerdir. Tokluk açısından değerlendirecek olursak bu tip malzemeler kırılma malzemelere göre daha toktur ve kırılmadan önce uzama, şekil değiştirme kabiliyetleri olduğu için daha fazla enerji depolayabilirler. Von Mises Stress'e bakıp bu bölgede gerilme veya sıkışma demek mümkün değildir. Bu strese bakıp bölgedeki stres yoğunluğunun fazla olduğu söylenebilir (Zienkiewicz ve ark., 2005).

- **Poisson Oranı**

Poisson oranı, bir malzemeye eksenel bir yük uygulandığında, bu yük doğrultusunda meydana gelen şekil değişimine karşılık malzemenin enine yönde gösterdiği eş zamanlı deformasyonun oranını ifade eden temel bir elastisite parametresidir. Kısaca Poisson oranı, boyuna deformasyona karşılık oluşan enine deformasyonun oranıdır (Gere ve Timoshenko, 1997).

- **Sınır Koşulları**

Modelin hangi noktalarının sabitlendiği, hangi doğrultularda hareketin engellendiği veya serbest bırakıldığı SEA'nın matematiksel çözümü için zorunlu olarak belirlenmelidir (Zienkiewicz ve ark., 2005).

- **Tork (Moment)**

SEA'da tork, bir kuvvetin bir nokta veya eksen etrafında oluşturduğu döndürme etkisinin nicel ifadesidir. Bu büyüklük, klasik mekanikte olduğu gibi, kuvvet vektörü ile bu kuvvetin uygulandığı noktanın referans noktasına göre konum vektörünün vektörel çarpımı üzerinden tanımlanır (Bathe, 1996).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu çalışmada kullanılan üç farklı pasif kapaklı braket sistemi, üretici kataloglarında belirtilen standart tork preskripsiyonlarına göre seçilmiştir. Buna göre, sağ üst maksiller santral kesici diş için kullanılan Damon Ultima braket +20° (Thomas ve ark., 2024), Pitts21 PRO braket +12° (Pitts21 PRO Self-Ligating Bracket System, 2025), Carriere SLX 3D braket ise +12° (Henry Schein Orthodontics, 2024) pozitif tork değerine sahiptir.

Modellerde; kare slot geometrisine sahip Pitts21 PRO ile 0,020"×0,020" SS ve 0,020"×0,020" TMA, paralelkenar formda slota sahip Damon Ultima ile 0,019"×0,0275" SS ve TMA, dikdörtgen slot geometrisine sahip Carriere SLX 3D ile ise 0,019"×0,025" SS ve TMA ark telleri kullanılmıştır. Braketler 5 mm, 6 mm, 7 mm ve 8 mm olacak şekilde farklı vertikal yüksekliklerde konumlandırılmıştır. Bu dört yükseklik düzeyi ve braket–tel kombinasyonları birlikte değerlendirildiğinde, yükseklik parametresine ait toplam 24 bağımsız model oluşturulmuştur. Bu çalışmada kesici diş inklınasyonu, dişin uzun aksının oklüzal düzlemle yaptığı açı olarak tanımlanmıştır. Maksiller sağ santral kesici diş, bu tanıma göre 0°, 5°, 10°, 15° ve 20° olmak üzere beş farklı inklınasyon açısında modellenmiştir. Burada 0°, diş uzun aksının oklüzal düzleme göre başlangıç konumunu, pozitif açılar ise, bu referansa göre artan labial eğim değişikliklerini ifade etmektedir. Bu beş açı değeri ve braket–tel kombinasyonları bir arada değerlendirildiğinde ise inklınasyon parametresine ait 30 bağımsız model elde edilmiştir. Tüm yükseklik ve açı varyasyonları birlikte ele alındığında çalışma toplam 54 sonlu elemanlar modelinden oluşmaktadır.

Tüm braketler mikro-bilgisayarlı tomografi (BT) ile taranarak dijital ortama aktarılmıştır. Ardından sonlu elemanlar analizi (SEA) için üç boyutlu modeller oluşturulmuştur. Çalışma, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi (BAİBÜ) 2025-DUP-008 numaralı BAP Projesi tarafından desteklenmiştir.

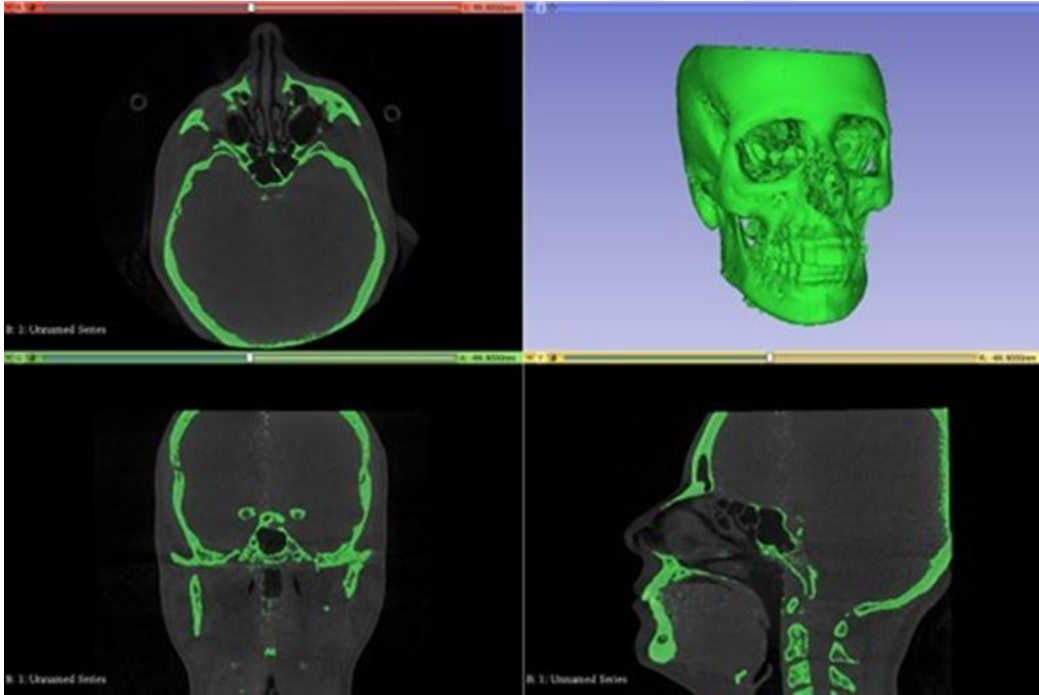
Bu çalışma Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL

Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

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, USA) verisi kullanılarak elde edilmiştir.

Tomografi verisinden kemik modeli ve diş modellerinin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri Blender yazılımı (Blender Foundation, Hollanda), katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Troy, ABD) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, ABD) çözücüsü kullanılmıştır (Şekil 3.1.).

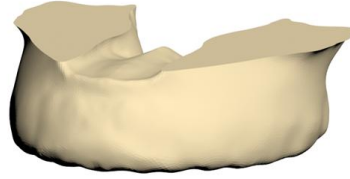


Şekil 3.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) Verisinden Kemik Segmentasyonu ve 3B Rekonstrüksiyon Görüntüsü

3.1 Maksiller Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için; Visible Human Project tomografi verisi 0,33 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir.

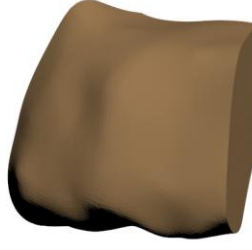
Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi, 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılmıştır (Threshold Aralığı: 426,50 – 3193,04). İstenmeyen bölgeler ve artefaktlar, 'Erase' ve 'Scissors' parametreleri kullanılarak temizlenmiştir. DICOM verilerinin işlenmesi sürecinde en zor olan kısım, uygun threshold aralığının belirlenmesi ve istenmeyen bölgelerin temizlenmesi olmuştur. Uygun segmentlere ayrılan veriler, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüş ve modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır. Üç boyutlu modeller Blender yazılımına aktarılmıştır ve burada maksilla kemik modeline önce içe doğru 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturulmuştur. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu maksilla kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir. Hazırlanan tüm modeller Blender yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır (Şekil 3.2., Şekil 3.3., Şekil 3.4., Şekil 3.5.)



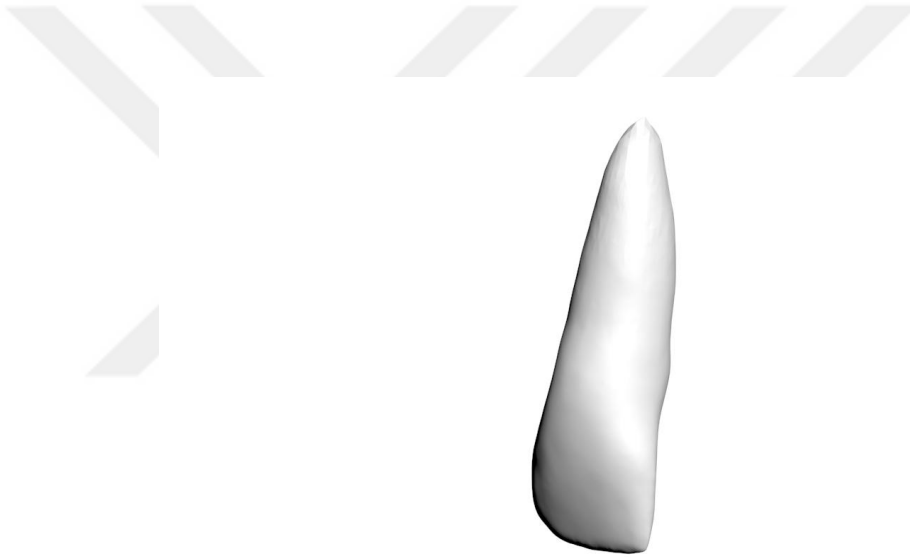
Şekil 3.2. Maksillanın 3B Modeli



Şekil 3.3. Kortikal Kemiğin 3B Modeli



Şekil 3.4. Trabeküler Kemik'in 3B Modeli



Şekil 3.5. 21 No'lu Üst Santral Keser Dişin 3B Modeli

3.2 Pitts 21 Braket, Damon Ultima Braket, Carriere SLX 3D Braket, Ark Teli, Periodontal Ligament ve Yapıştırıcı Kompozitin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışmada kullanılan üç farklı pasif kapaklı braket sisteminde, üretici kataloglarında belirtilen standart (nötral) tork değerleri tercih edilmiştir. Nötral tork seçilmesinin temel amacı, braketler arasında yapılacak biyomekanik karşılaştırmanın eşit başlangıç koşulları altında yürütülmesini sağlamaktır. Bu çalışmada tork yönünden nötr bir başlangıç tercih edilerek yalnızca slot geometrisi,

tel kesiti ve braket yerleşim yüksekliğinin oluşturduğu mekanik farklılıkların değerlendirilebilir olması amaçlanmıştır. Böylece elde edilen Von Mises gerilmesi, yer değiştirme ve moment dağılımlarının, braketin tork açlarına bağlı değişkenler tarafından değil, doğrudan braket-tel etkileşiminin kendisinden ve tanımlanan bağımsız parametrelerden kaynaklandığı daha güvenilir şekilde incelenmiştir.

Çalışmada kullanılan Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D markalarına ait braketler mikro BT ile tarandıktan sonra .stl olarak sonlu elemanlar modeli olarak çalışmaya dahil edilmiştir (Şekil 3.6., Şekil 3.7., Şekil 3.8.).

Braketler kesici diş modelinde belirli yüksekliklere yerleştirildikten sonra Pitts 21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D braketleri için sırasıyla; 0,020x0,020 inç, 0,019x0,0275 inç, 0,019x0,025 inç ark telleri Blender yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.9., Şekil 3.10., Şekil 3.11.).

Kesici dişin dış yüzeyi referans alınarak 0,25 mm kalınlıkta periodontal ligament Blender yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.12.).

Braketlerin dişin yüzeyine temas eden kısmı referans alınarak ortalama 0,1 mm (Yılmaz ve ark., 2025) kalınlıkta olacak şekilde yapıştırıcı kompozit komponentleri Blender yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.13., Şekil 3.14., Şekil 3.15.).

Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.6. Pitts21 PRO Braketinin Modellenmesi



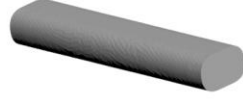
Şekil 3.7. Damon Ultima Braketinin Modellenmesi



Şekil 3.8. Carriere SLX 3D Braketinin Modellenmesi



Şekil 3.9. 0,020x0,020 inç Ark Teli (Pitts21 PRO)



Şekil 3.10. 0,019x0,0275 inç Ark Teli (Damon Ultima)



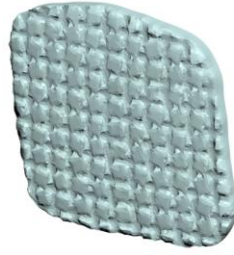
Şekil 3.11. 0,019x0,025 inç Ark teli (Carriere SLX 3D)



Şekil 3.12. Periodontal Ligamentin 3B Modeli



Şekil 3.13. Pitts21 PRO Braket ve Yapıştırıcı Kompozitin Modellenmesi



Şekil 3.14. Damon Ultima Braket ve Yapıştırıcı Kompozitin Modellenmesi



Şekil 3.15. Carriere SLX 3D Braket ve Yapıştırıcı Kompozitin Modellenmesi

Tablo 3.1. Farklı Braket Tipleri, Keser İnklinasyon Açıları ve Braket Yükseklik Seviyelerine Göre Oluşturulan Çalışma Modelleri

Model 01	Pitts 21 Braket – 0 derece Dış Açılandırması
Model 02	Pitts 21 Braket – 5 derece Dış Açılandırması
Model 03	Pitts 21 Braket – 10 derece Dış Açılandırması
Model 04	Pitts 21 Braket – 15 derece Dış Açılandırması
Model 05	Pitts 21 Braket – 20 derece Dış Açılandırması
Model 06	Damon Ultima Braket – 0 derece Dış Açılandırması
Model 07	Damon Ultima Braket – 5 derece Dış Açılandırması
Model 08	Damon Ultima Braket – 10 derece Dış Açılandırması
Model 09	Damon Ultima Braket – 15 derece Dış Açılandırması
Model 10	Damon Ultima Braket – 20 derece Dış Açılandırması
Model 11	Carriere SLX 3D Braket – 0 derece Dış Açılandırması
Model 12	Carriere SLX 3D Braket – 5 derece Dış Açılandırması
Model 13	Carriere SLX 3D Braket – 10 derece Dış Açılandırması
Model 14	Carriere SLX 3D Braket – 15 derece Dış Açılandırması
Model 15	Carriere SLX 3D Braket – 20 derece Dış Açılandırması
Model 16	Pitts 21 Braket – 5 mm Braket Yüksekliği
Model 17	Pitts 21 Braket – 6 mm Braket Yüksekliği
Model 18	Pitts 21 Braket – 7 mm Braket Yüksekliği
Model 19	Pitts 21 Braket – 8 mm Braket Yüksekliği
Model 20	Damon Ultima Braket – 5 mm Braket Yüksekliği
Model 21	Damon Ultima Braket – 6 mm Braket Yüksekliği
Model 22	Damon Ultima Braket – 7 mm Braket Yüksekliği
Model 23	Damon Ultima Braket – 8 mm Braket Yüksekliği
Model 24	Carriere SLX 3D Braket – 5 mm Braket Yüksekliği
Model 25	Carriere SLX 3D Braket – 6 mm Braket Yüksekliği

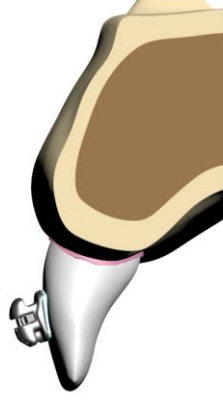
Model 26	Carriere SLX 3D Braket – 7 mm Braket Yüksekliği
Model 27	Carriere SLX 3D Braket – 8 mm Braket Yüksekliği

Çalışmada toplam 27 ana model bulunmaktadır. Ark telinin malzemesinin paslanmaz çelik (SS) ve TMA olarak değişkenlere eklenmesiyle 54 analiz modeli bulunmaktadır (Şekil 3.16.-Şekil 3.43.).

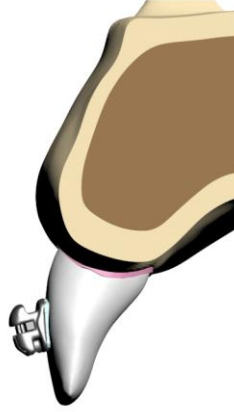
Her iki parametrenin etkisini ayrıştırabilmek için yükseklik ve inklınasyon analizleri iki aşamada bağımsız olarak değerlendirilmiştir (Tablo 3.1.). Braket yüksekliğinin oluşturduğu biyomekanik etkileri incelemek amacıyla, maksiller sağ santral kesici dişin inklınasyonu sabit 0° (Bernisha ve ark., 2024) olarak kabul edilmiş; böylece, diş uzun aksının oklüzal düzleme göre başlangıç konumundan sapma olmaksızın yalnızca yükseklik değişkeni analiz edilmiştir. Inklınasyonun etkisini değerlendirmeye yönelik ikinci aşamada ise, braket yüksekliği sabit 5 mm (Satapathy ve ark., 2024) olarak tutulmuş ve diş 0°, 5°, 10°, 15° ve 20° açılarında modellenmiştir. Bu yaklaşım, her iki parametrenin (yükseklik ve inklınasyon) çalışma tasarımında birbirinden bağımsız olarak ele alınmasını ve elde edilen sonuçların daha güvenilir şekilde yorumlanmasını sağlamıştır.



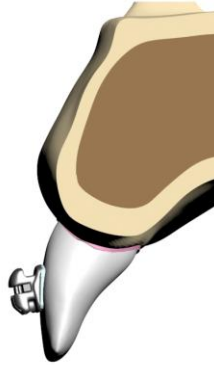
Şekil 3.16. Değişen Inklınasyondaki Keserlerin Modellenmesi



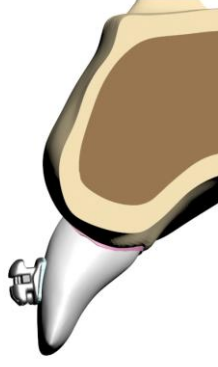
Şekil 3.17. Model 01



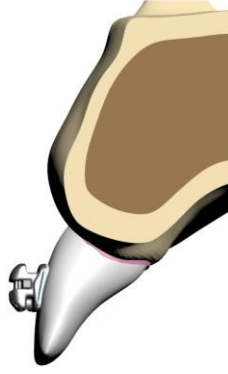
Şekil 3.18. Model 02



Şekil 3.19. Model 03



Şekil 3.20. Model 04



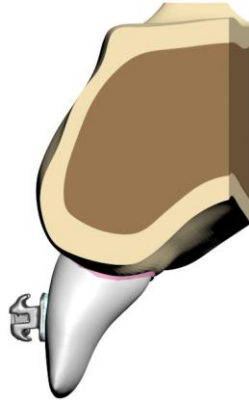
Şekil 3.21. Model 05



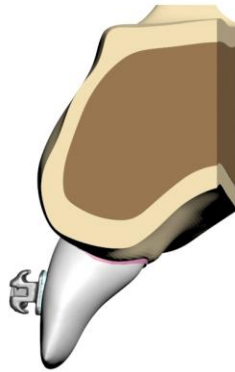
Şekil 3.22. Model 06



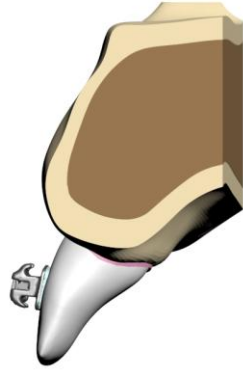
Şekil 3.23. Model 07



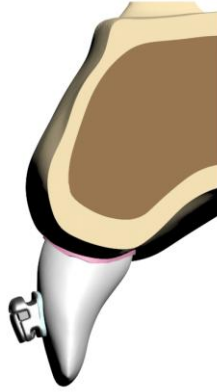
Şekil 3.24. Model 08



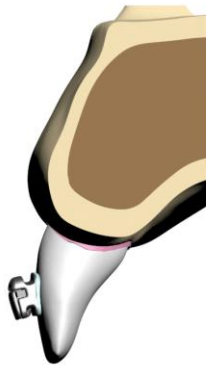
Şekil 3.25. Model 09



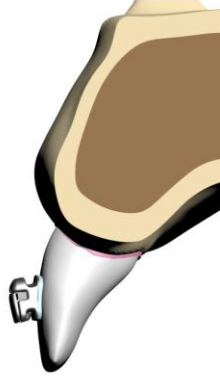
Şekil 3.26. Model 10



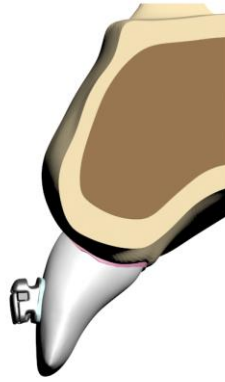
Şekil 3.27. Model 11



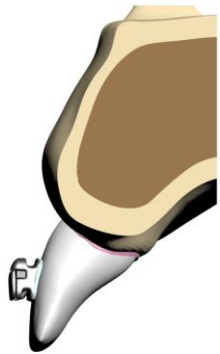
Şekil 3.28. Model 12



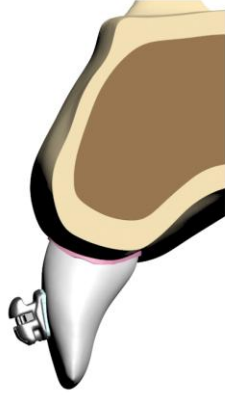
Şekil 3.29. Model 13



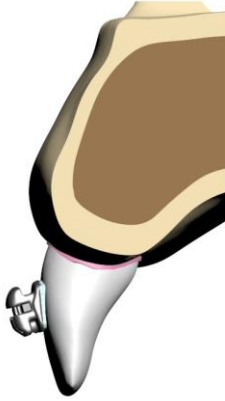
Şekil 3.30. Model 14



Şekil 3.31. Model 15



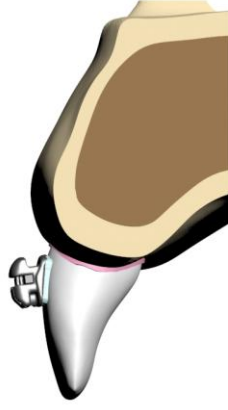
Şekil 3.32. Model 16



Şekil 3.33. Model 17



Şekil 3.34. Model 18



Şekil 3.35. Model 19



Şekil 3.36. Model 20



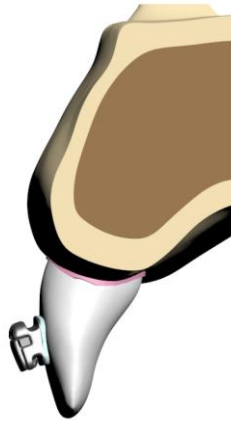
Şekil 3.37. Model 21



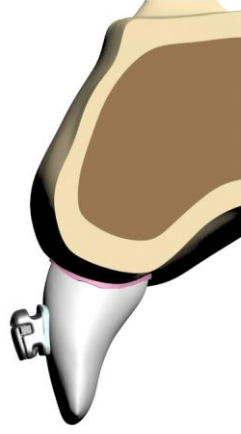
Şekil 3.38. Model 22



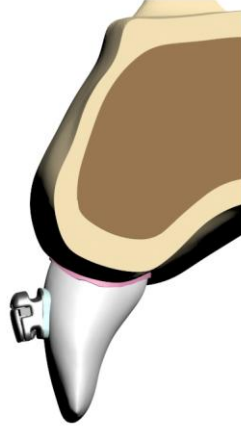
Şekil 3.39. Model 23



Şekil 3.40. Model 24



Şekil 3.41. Model 25



Şekil 3.42. Model 26



Şekil 3.43. Model 27

3.3 Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır (Tablo 3.2.). Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır (Bernisha ve ark., 2024).

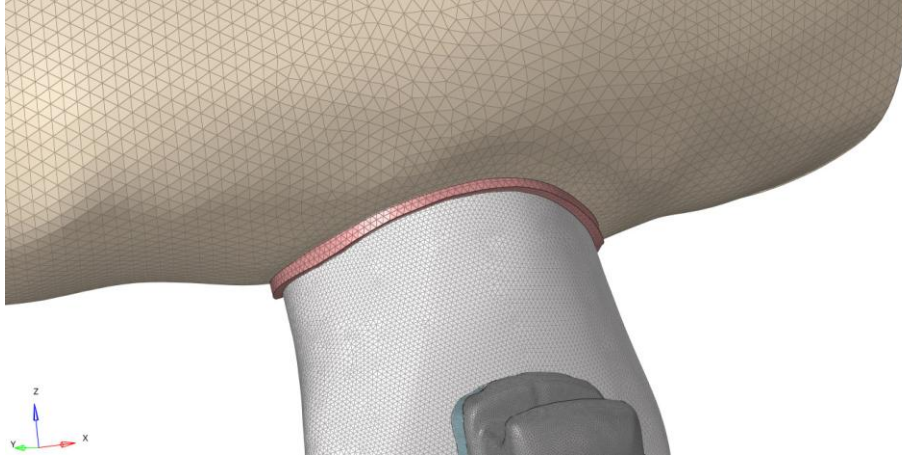
Tablo 3.2. Malzeme Özellikleri (Bernisha ve ark., 2024)

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	14500	0,3
Trabeküler Kemik	1370	0,3
Diş	20000	0,3
Braketler	180000	0,3
TMA Ark Teli	86000	0,3
Paslanmaz Çelik Ark Teli	193000	0,3
Periodontal Ligament	0,05	0,3
Yapıştırıcı Kompozit	8823	0,3

3.4 Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Blender yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) oluşturulurken 0,1-0,25 mm aralığında (oldukça hassas) tria (üçgen) mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzey mesh'leri tria adını verilen üçgen mesh'ler ile mesh'lendikten sonra, objelerin katı mesh'leri tetrahedral (düzgün dörtyüzlü) tipte katı mesh ile oluşturulmuştur (Şekil 3.44.).

Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan matematiksel modeller ALTAIR Optistruct çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3.44. Kesici Diş Kökü–Alveol Kemiği Temas Bölgesinin Üç Boyutlu Mesh Modeli

3.5 Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

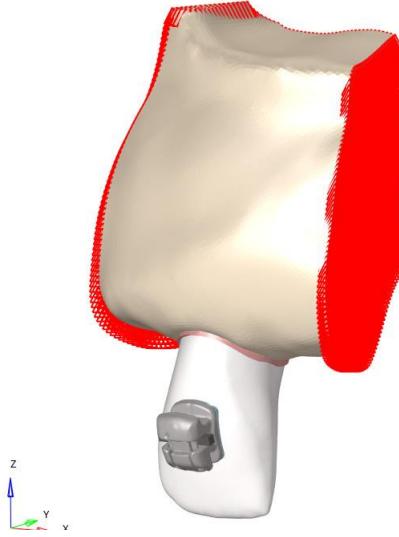
Tüm modellerde;

Ark teli üzerinden 1 derecelik X ekseninde rotasyon hareketi olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır (M. Bernisha, Gyanda ve ark., 2024).

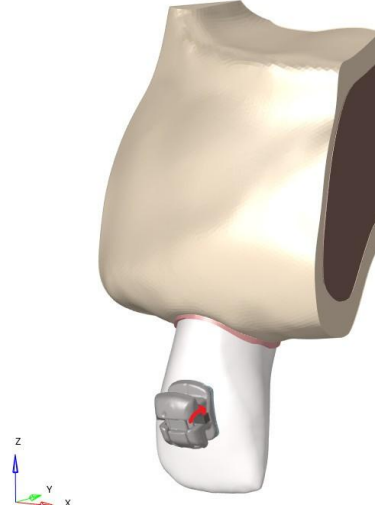
Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller; kortikal ve trabeküler kemiğin superior ve distal bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde, tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında yirmi yedi analiz modeli için elli dört lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.45., Şekil 3.46.).



Şekil 3.45 Sınır Koşulu



Şekil 3.46 Kuvvet

3.6 Kantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan yirmi yedi analiz modeli için bilgiler Tablo 3.3.'te paylaşılmıştır.

Tablo 3.3. Kantitatif Model Bilgileri

	Modellerin Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Model 01	163414	639587
Model 02	163673	640155
Model 03	163464	639471
Model 04	163408	639105
Model 05	163314	638810
Model 06	180861	710485
Model 07	181058	710682
Model 08	180556	710311
Model 09	180635	710483
Model 10	180425	710056
Model 11	176856	687944
Model 12	177029	687899
Model 13	176690	686670
Model 14	176744	687107
Model 15	176770	687461
Model 16	163414	639587
Model 17	162906	637799
Model 18	161940	632798
Model 19	163623	640229
Model 20	180861	710485
Model 21	179523	705114
Model 22	180965	713085
Model 23	179300	701558
Model 24	176856	687944
Model 25	178591	696163
Model 26	179589	700767
Model 27	179054	698087

3.7 Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

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

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

4. BULGULAR

Bu çalışmada, üç farklı pasif kapaklı braket sistemi (Damon Ultima, Pitts21 PRO ve Carriere SLX 3D) kullanılarak sonlu elemanlar yöntemiyle elde edilen stres, yer değiştirme ve moment dağılımları değerlendirilmiştir. Bu parametreler dört farklı vertikal yükseklik (5 mm, 6 mm, 7 mm ve 8 mm) (M. Bernisha, Gyanda ve ark., 2024) ile beş farklı kesici diş inklinasyonu (0°, 5°, 10°, 15° ve 20°) (Satapathy ve ark., 2024) temel alınarak modellenmiştir. Analizlerde braket yüksekliğinin ve dişin açısal pozisyonunun değişiminin, diş üzerine iletilen tork miktarına ve buna bağlı olarak oluşan Von Mises stres dağılımları ile yer değiştirme değerlerine etkisi araştırılmıştır. Elde edilen veriler, hem braket tasarımları arasındaki biyomekanik farkları hem de yükseklik ve inklinasyon parametrelerinin stres konsantrasyonları üzerindeki etkilerini ortaya koymuştur.

Bulguların değerlendirilmesinde;

Von Mises stres dağılımları, diş ve çevre dokularda stresin yoğunlaştığı bölgeleri,

Bileşke yer değiştirme değerleri (Magnitude), farklı düzlemlerde meydana gelen toplam deplasman miktarını,

Moment değerleri ise braket ve tel etkileşimiyle dişe aktarılan tork kuvvetini göstermektedir.

Bulguların görsel sunumunda kullanılan renk skalasında kırmızı bölgeler en yüksek stresin yoğunlaştığı alanları, mavi tonlar ise minimum stres değerlerini temsil etmektedir. Böylece farklı braket tasarımlarının, bonding yüksekliklerinin ve diş inklinasyonlarının biyomekanik etkileri ayrıntılı olarak ortaya konulmuştur.

4.1 Braket Yüksekliği ile Von Mises Gerilmesi, Yer Değiştirme ve Moment İlişkisine Ait Bulgular

4.1.1 Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

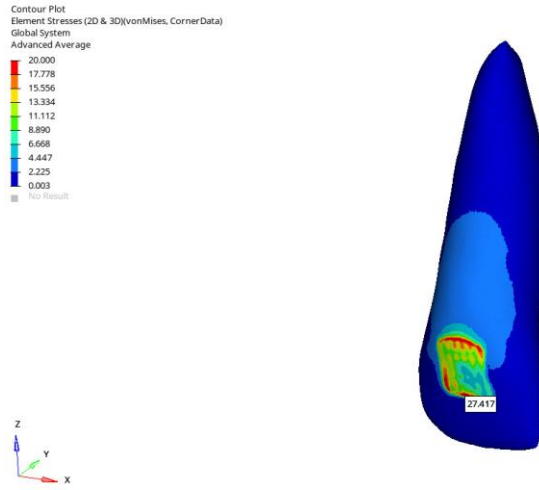
Bu modelde en yüksek Von Mises gerilme değeri yaklaşık 27,417 MPa olup yoğunlaşma dişin servikal ve orta üçlüsünde, özellikle labial yüzeyde izlenmektedir. Renk haritasında kırmızı–sarı bant, gerilmenin en yüksek olduğu alanı temsil ederken, bu bölgeden apikal ve insizal yönler doğru düzenli bir azalma görülmektedir. Dişin palatinal yüzeyinde gerilme düşük seviyede seyretmekte, mavi tonlar bu alanlarda stresin 4 MPa’ın altında olduğunu yani minimal stres yoğunluğunu göstermektedir. Bu dağılım, tork kuvvetinin labial yüzeyde daha yoğun etki oluşturduğunu ve kök çevresinde yüksek kompresyon bölgesi meydana getirdiğini göstermektedir (Şekil 4.1.).

- **Yer Değiştirme**

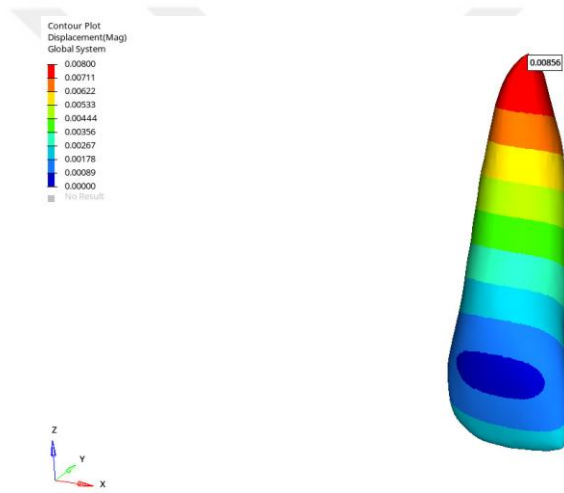
Maksimum yer değiştirme 0,00856 mm olup kökün ucunda meydana gelmiştir. Yer değiştirme, apeksten insizale doğru azalan düzenli bir gradyan göstermektedir. Bu dağılım, Pitts21 PRO braketi ve rijit paslanmaz çelik tel kombinasyonunda tork kuvvetinin kök çevresinde yoğunlaştığını ve deformasyonun büyük kısmının apikal bölgede gerçekleştiğini ortaya koymaktadır. Kök bölgesindeki yüksek deplasman, kronun pozitif tork etkisine karşı kökün palatinal hareketini yansıtmaktadır (Şekil 4.2.).

- **Moment Değeri**

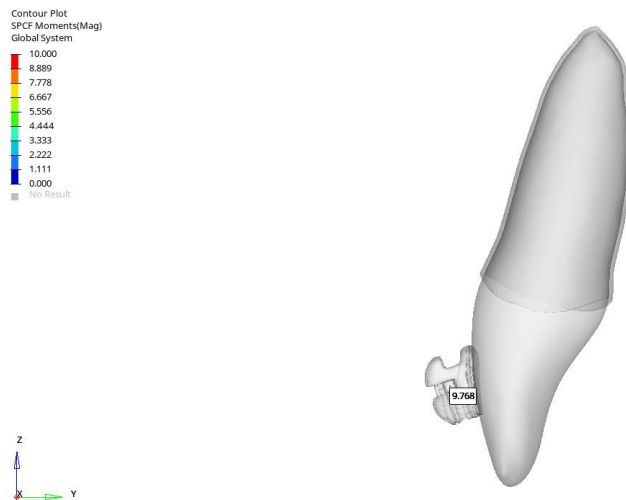
Braketin tel ile etkileşimi sonucu oluşan moment değerleri incelendiğinde, maksimum momentin 9,768 N mm seviyesinde olduğu tespit edilmiştir. Moment büyüklüğü özellikle braket-slot bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 4.3.).



Şekil 4.1. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.2. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.3. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.2 Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

TMA tel kullanıldığında Pitts21 braketini ile elde edilen maksimum Von Mises stres değeri 14,861 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer, aynı koşullarda paslanmaz çelik tel ile elde edilen değere göre belirgin şekilde daha düşük bulunmuştur. Stres dağılımı yine kök yüzeyine yakın alanlarda yoğunlaşmakla birlikte, şiddetli stres konsantrasyonunun azaldığı görülmüştür (Şekil 4.4).

- **Yer Değiştirme**

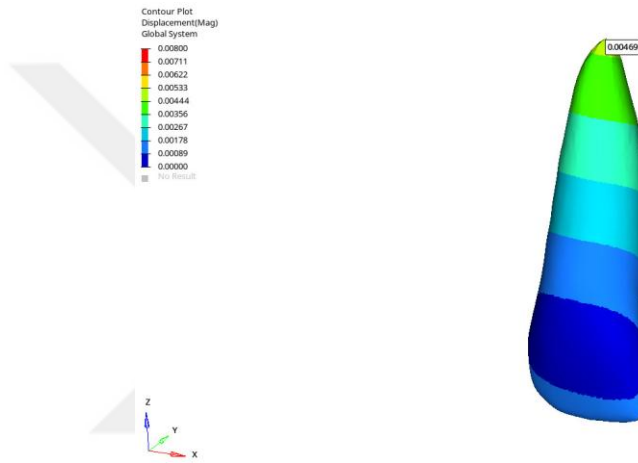
Bileşke yer değiştirme incelendiğinde kök ucunda maksimum deplasman değeri 0,00469 mm olarak tespit edilmiştir. Bu değer, paslanmaz çelik tel kullanımına kıyasla daha düşük olup, TMA telin daha esnek yapısı nedeniyle kuvvet iletiminde sönümlleme etkisi yarattığını göstermektedir (Şekil 4.5.).

- **Moment Değeri**

Maksimum moment büyüklüğü 4,356 N mm olarak ölçülmüştür. Bu değer, paslanmaz çelik telde elde edilen momentin yaklaşık yarısı seviyesindedir. Moment dağılımı yine braket-slot bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 4.6.)



Şekil 4.4. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.5. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.6. Pitts21 PRO-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.3 Damon Ultima-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

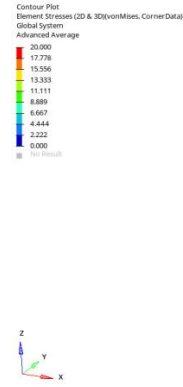
Modelde maksimum Von Mises gerilme değeri 21,693 MPa olup stres yoğunluğu kronun servikal ve orta üçlüsünde, özellikle labial yüzeyde toplanmıştır. Renk haritası, braketin altında kalan bölgede kırmızı–sarı bantla gösterilen bu maksimum alanın, insizale ve kök ucuna doğru kademeli olarak azaldığını ortaya koymaktadır. Palatinal yüzeydeki gerilme değerleri düşüktür. Bu dağılım, Damon Ultima braket geometrisinin paslanmaz çelik tel ile birlikte tork kuvvetini kök çevresinde yoğunlaştırarak etkili bir stres aktarımı oluşturduğunu göstermektedir (Şekil 4.7.).

- **Yer Değiştirme**

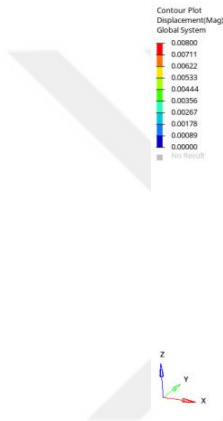
Bileşke yer değiştirme değerleri incelendiğinde, kök ucunda maksimum deplasman 0,00681 mm olarak bulunmuştur. Kök bölgesinde görülen bu tepe değer, pozitif tork aktivasyonuna bağlı olarak kökün palatinala yönelme eğilimini yansıtır. Paslanmaz çelik telin yüksek rijitliği nedeniyle deformasyon miktarı sınırlı, fakat kuvvet aktarımı belirgindir. Bu durum, sistemin kök etrafında yoğun bir şekilde tork momentine cevap verdiğini gösterir (Şekil 4.8.).

- **Moment Değeri**

Analiz sonucunda belirlenen maksimum moment değeri 8,002 N mm olarak hesaplanmıştır. Bu moment, braket–tel arayüzünde uygulanan pozitif tork yüklemesine bağlı olarak oluşmuş ve kök çevresine iletilen tork etkisini yansıtmaktadır. Görselde raporlanan değerler momentin büyüklüğünü ifade etmekte olup yön bilgisi doğrudan görüntüden elde edilememektedir. Bununla birlikte, yükleme tanımına göre momentin pozitif tork karakterinde olduğu, yani kökün palatinala, kronun ise labiale yönelme eğiliminde bulunduğu kabul edilmektedir. Elde edilen bu büyüklük, paslanmaz çelik telin yüksek elastik modülüne bağlı olarak sistemin etkin tork iletim kapasitesini ortaya koymaktadır (Şekil 4.9.).



Şekil 4.7. Damon Ultima-5 mm Yükseklik-SS Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.8. Damon Ultima-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.9. Damon Ultima-5mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.4 Damon Ultima-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

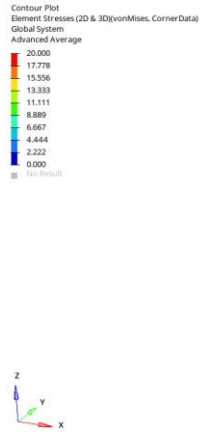
Analizde elde edilen en yüksek Von Mises gerilmesi 12,227 MPa olarak belirlenmiştir. Gerilme konsantrasyonu özellikle dişin servikal-orta üçlüsünde ve labial yüzeyin iç kısımlarında yoğunlaşmaktadır. Bu bölgede sarı-yeşil tonlarla gösterilen maksimum alanın çevresinde gerilme değerlerinin giderek azaldığı görülmektedir. Palatinal yüzeydeki gerilme düzeyi 4 MPa'ın altındadır. Elde edilen dağılım, TMA telin daha düşük rijitliği nedeniyle stres enerjisinin daha geniş bir alanda dağıldığını ve lokal pik oluşumunun azaldığını göstermektedir (Şekil 4.10.).

- **Yer Değiştirme**

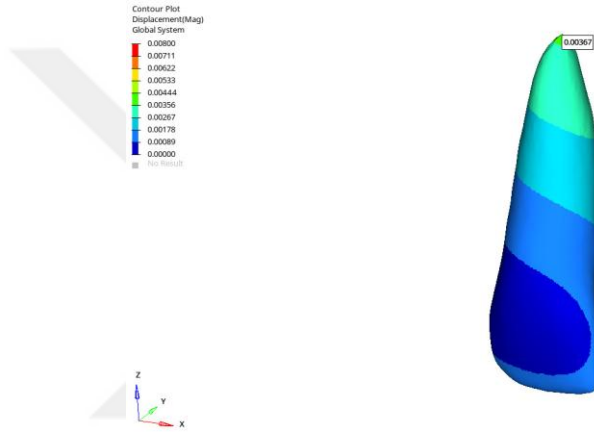
Bileşke yer değiştirme dağılımında en yüksek deplasman 0,00367 mm olarak kök ucunda kaydedilmiştir. Deplasman miktarı paslanmaz çelik tele kıyasla belirgin şekilde azalmış, TMA telin daha esnek yapısı nedeniyle kuvvet iletiminde sönümleme etkisi görülmüştür (Şekil 4.11.).

- **Moment Değeri**

Braket-slot bölgesinde ölçülen maksimum moment büyüklüğü 3,548 N mm olarak bulunmuştur. Bu değer, çelik tel kullanımındaki momentin yarısından daha düşük seviyededir (Şekil 4.12.).



Şekil 4.10. Damon Ultima-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.11. Damon Ultima Braketi-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değişirme



Şekil 4.12. Damon Ultima-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.5 Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

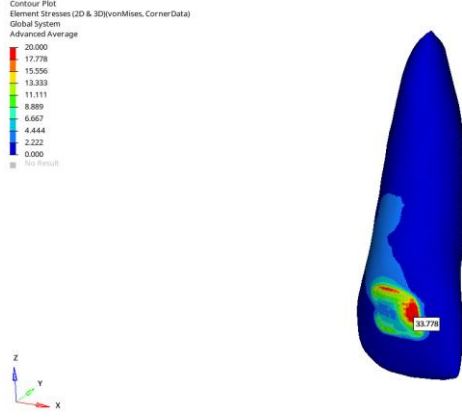
Carriere SLX 3D braketi 5 mm yüksekliğinde ve paslanmaz çelik tel ile kullanıldığında maksimum Von Mises stres değeri 33,778 MPa olarak ölçülmüştür. Bu alandaki kırmızı-sarı renk geçişleri, stresin lokal olarak toplandığı bölgeyi göstermektedir. Kök apikaline ilerledikçe gerilme değerleri belirgin biçimde azalmaktadır. Bu değer Pitts21 PRO ve Damon Ultima braketlerinde aynı koşullarda gözlenen değerlerden daha yüksek bulunmuştur. Stres yoğunluğu özellikle kronun servikal bölgesinde kırmızı renkli bölgelerde belirginleşmiş, daha geniş bir alana yayılmıştır (Şekil 4.13.).

- **Yer Değiştirme**

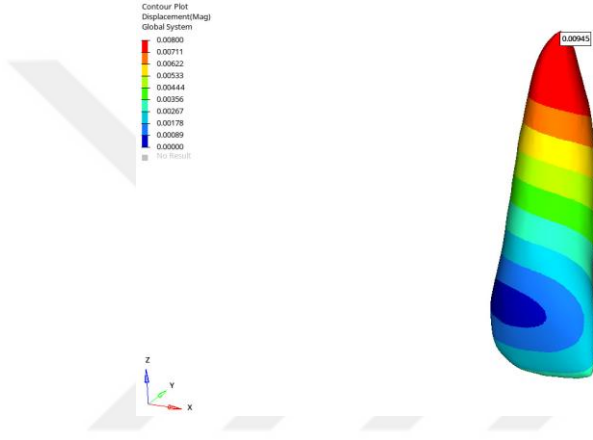
Bileşke yer değiştirme analizi sonucunda en yüksek deplasman değeri 0,00945 mm ile kök ucunda tespit edilmiştir. Deplasman dağılımı koronal bölgeye doğru kademeli olarak azalmış, ancak genel olarak Pitts21 PRO ve Damon Ultima'ya kıyasla daha yüksek seviyelerde gözlenmiştir (Şekil 4.14.).

- **Moment Değeri**

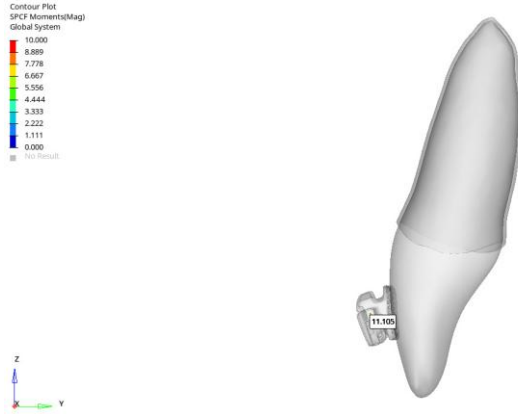
Braket-slot bölgesinde oluşan maksimum moment büyüklüğü 11,105 N mm olarak kaydedilmiştir. Bu değer, Pitts21 PRO ve Damon Ultima braketlerinde aynı koşullarda elde edilen moment değerlerinden daha yüksektir (Şekil 4.15.).



Şekil 4.13. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.14. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.15. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.6 Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

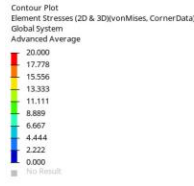
Bu modelde en yüksek Von Mises gerilme değeri 20,925 MPa olarak belirlenmiştir. Gerilme artışı, kronun servikal bölgesinde ve özellikle labial yüzeyin alt kesimlerinde yoğunlaşmıştır. Bu alanda görülen kırmızı-sarı renk geçişi stresin maksimum olduğu noktayı göstermekte, kök apeksine gidildikçe değerlerin giderek azaldığı izlenmektedir. TMA telin daha düşük elastisite modülü, uygulanan torkun enerjisini diş dokularına daha dengeli biçimde yayarak, yüksek gerilme konsantrasyonlarını sınırlamıştır (Şekil 4.16.).

- **Yer Değiştirme**

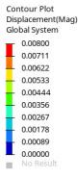
Aynı yükseklikte elde edilen maksimum deplasman değeri 0,00647 mm olarak ölçülmüştür. Bu yer değiştirme kök apeksinde gerçekleşmiş olup çelik tele kıyasla daha düşük seviyede kalmıştır. Deplasman, apeksten insizale doğru azalan bir gradyan göstermektedir (Şekil 4.17.).

- **Moment Değeri**

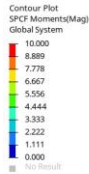
Analiz çıktısında maksimum moment değeri 4,958 N mm olarak hesaplanmıştır. Moment büyüklüğü, braket–tel arayüzünde uygulanan pozitif tork yüklemesinin bir sonucudur ve dişin kök çevresinde ortaya çıkan tork etkisini temsil etmektedir (Şekil 4.18.).



Şekil 4.16. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.17. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.18. Carriere SLX 3D-5 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.7 Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

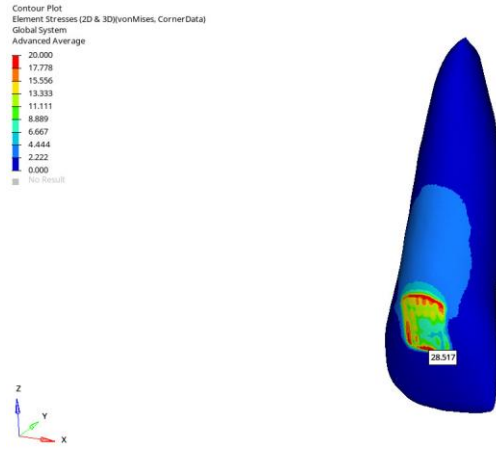
Bu konfigürasyonda maksimum Von Mises gerilme değeri 28,517 MPa olarak ölçülmüştür. Gerilme dağılımı, dişin servikal bölgesinde belirgin bir konsantrasyon göstermekte ve bu alanın labial yüzeyine yakın bölgelerde kırmızı renk yoğunlaşmasıyla ifade edilmektedir. Gerilme, kök yönünde kademeli biçimde azalarak mavi tonlara geçmiştir. Bu patern, artan braket yüksekliğiyle birlikte torkun, kronun servikal hattında daha keskin bir stres birikimine neden olduğunu göstermektedir. Stres 5 mm'ye kıyasla daha geniş ve yüksek şiddetli bir konsantrasyon alanı gözlenmiştir. Paslanmaz çelik telin yüksek elastisite modülü, tork iletiminde daha rijit bir enerji aktarımı sağlayarak stres yoğunluğunu artırmıştır (Şekil 4.19.).

- **Yer Değiştirme**

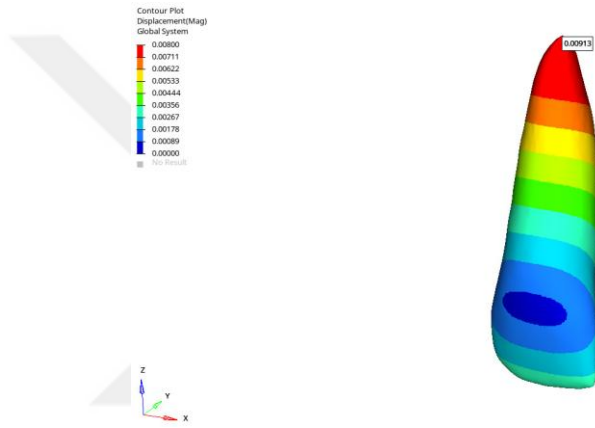
Bileşke yer değiştirme dağılımında maksimum değer 0,00913 mm olup kök ucunda kaydedilmiştir. Deplasman kökten koronale doğru kademeli olarak azalmaktadır (Şekil 4.20.).

- **Moment Değeri**

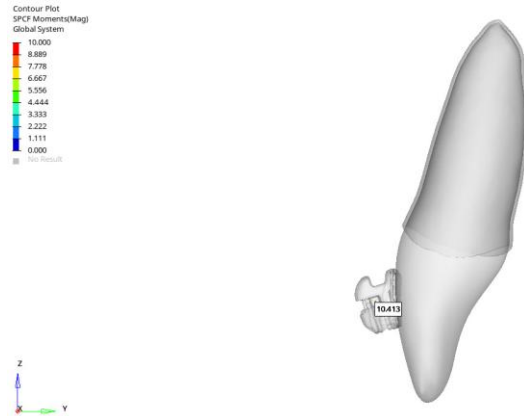
Braket-slot bölgesinde maksimum moment 10,413 N mm'dir. Bu, 5 mm yükseklikteki çelik tel koşuluna göre belirgin bir artışa işaret eder (Şekil 4.21.).



Şekil 4.19. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.20. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.21. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.8 Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

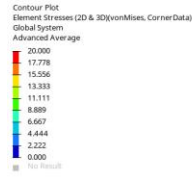
TMA tel ile 6 mm yükseklikte Pitts21 PRO braketini kullanıldığında maksimum Von Mises stres değeri 15,924 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer çelik tele göre belirgin şekilde daha düşük bulunmuştur. Stres dağılımı dişin servikal bölgesinde sınırlı bir alanda yoğunlaşmıştır (Şekil 4.22.).

- **Yer Değiştirme**

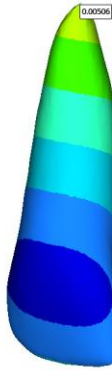
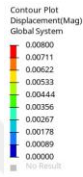
Maksimum deplasman 0,00506 mm olup kök ucunda kaydedilmiştir. Çelik tel kullanımındaki 0,00913 mm'lik deplasmana kıyasla TMA tel ile daha düşük değer elde edilmiştir. Bu, TMA'nın daha düşük elastik modülünden kaynaklanan kuvvet sönümlenme özelliğini göstermektedir (Şekil 4.23.).

- **Moment Değeri**

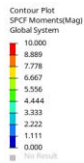
Braket-slot bölgesinde maksimum moment 4,644 N mm olarak bulunmuştur. Bu değer paslanmaz çelik tel kullanımına göre yaklaşık yarı yarıya azalmıştır. SS tel kullanılan modele göre moment değerinin belirgin ölçüde azalması, tork aktarımında malzeme rijitliğinin önemini vurgulamaktadır (Şekil 4.24.).



Şekil 4.22. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.23. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.24. Pitts21 PRO-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.9 Damon Ultima-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

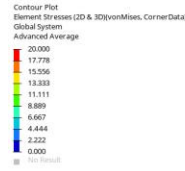
Damon Ultima braketiyile 6 mm yükseklikte ve paslanmaz çelik tel kullanımıyla elde edilen maksimum Von Mises gerilmesi 23,526 MPa olarak saptanmıştır. Gerilme dağılımı, kronun servikal bölgesinde yoğunlaşmış, apikale doğru gidildikçe azalma göstermiştir. Aynı yükseklikte Pitts21 PRO braketinde SS tel kullanılan modelle karşılaştırıldığında (28,517 MPa), Damon Ultima sisteminde daha düşük stres birikimi gözlenmiştir (Şekil 4.25.).

- **Yer Değiştirme**

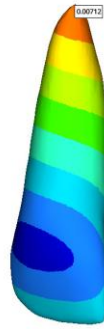
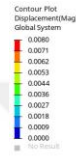
Deplasman analizi, en yüksek değer 0,00712 mm ile apikal bölgede oluştuğunu göstermiştir. Yer değiştirme, apekten insizale doğru düzenli biçimde azalır. Aynı yükseklikte Pitts21 PRO ve SS tel konfigürasyonunda kaydedilen 0,00913 mm'ye göre Damon Ultima ve SS modelinde yer değiştirme daha düşüktür (Şekil 4.26.).

- **Moment Değeri**

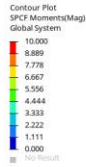
Moment değeri 8,588 N mm olarak ölçülmüş, momentin vektörel yönü pozitif karakterde olup kök palatine, kron labiale yönelmiştir. Moment dağılımı braket-slot çevresinde yoğunlaşmıştır (Şekil 4.27.).



Şekil 4.25. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises
Stres Dağılımı



Şekil 4.26. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer
Değiştirme



Şekil 4.27. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment
Değeri

4.1.10 Damon Ultima-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

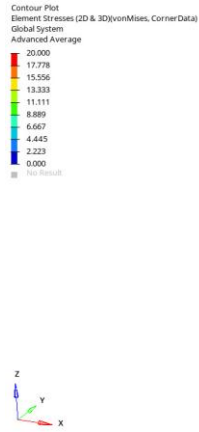
Damon Ultima braketle 6 mm yükseklikte TMA tel kullanıldığında maksimum Von Mises gerilmesi 12,572 MPa olarak ölçülmüştür. Gerilme dağılımı kronun servikalinde yoğunlaşmış, apikal uca ilerledikçe azalma göstermiştir. Aynı yükseklikte SS tel kullanılan Damon Ultima modelinde (23,526 MPa) gerilme değerinin belirgin biçimde daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu fark, TMA telin daha düşük elastik modülüne bağlı olarak tork aktarımında oluşan enerji birikiminin azalmasından kaynaklanmaktadır (Şekil 4.28.).

- **Yer Değiştirme**

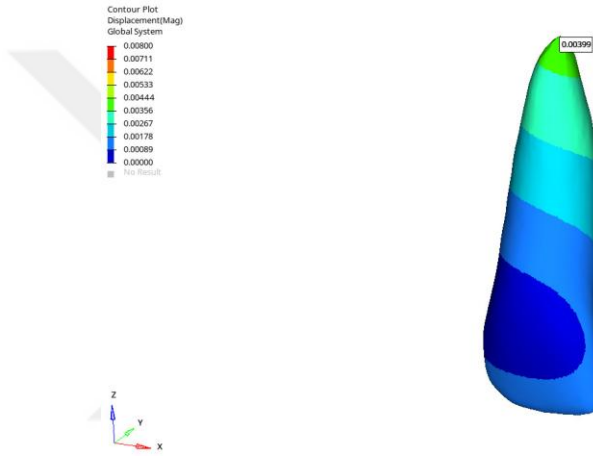
Maksimum yer değiştirme değeri 0,00399 mm ile apikal bölgede gözlenmiştir. Deplasman, apeksten insizale doğru düzenli biçimde azalma eğilimi sergilemiştir. Aynı yükseklikte SS tel kullanılan Damon Ultima modelinde bu değer 0,00712 mm olarak kaydedilmiş olup, TMA telin daha düşük rijitliği nedeniyle deformasyon miktarının kısmen azaldığı anlaşılmaktadır. Bu durum, TMA telin esnek yapısının dişe uygulanan momenti kısmen absorbe etmesiyle ilişkilidir (Şekil 4.29.).

- **Moment Değeri**

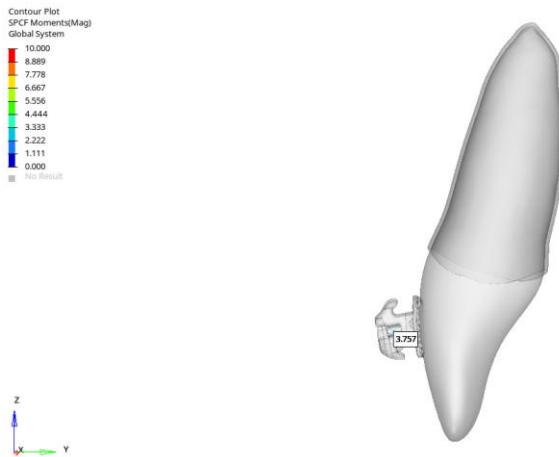
Moment değeri 3,757 N mm olarak hesaplanmıştır. Momentin yönü pozitif olup kök palatinala, kron labiale doğrudur. SS tel kullanılan modelde elde edilen 8,588 N mm'lik değere kıyasla belirgin bir azalma gözlenmiştir (Şekil 4.30.).



Şekil 4.28. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.29. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.30. Damon Ultima-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.11 Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

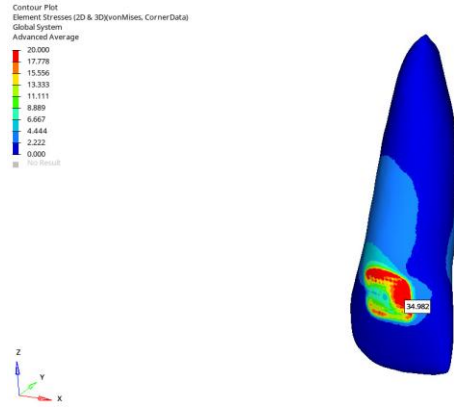
Carriere SLX 3D braket 6 mm yüksekliğe yerleştirildiğinde maksimum Von Mises gerilmesi 34,982 MPa olarak belirlenmiştir. Gerilme, kronun servikolabial bölgesinde yoğunlaşmış ve apikal yöne doğru giderek azalmıştır. 5 mm yükseklikteki aynı braket (33,778 MPa) ile kıyaslandığında, 6 mm’de belirgin bir artış olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca 6 mm’deki Pitts21–SS (28,517 MPa) ve Damon Ultima–SS (23,526 MPa) değerlerine kıyasla SLX 3D’deki gerilme daha yüksek bulunmuştur (Şekil 4.31.).

- **Yer Değiştirme**

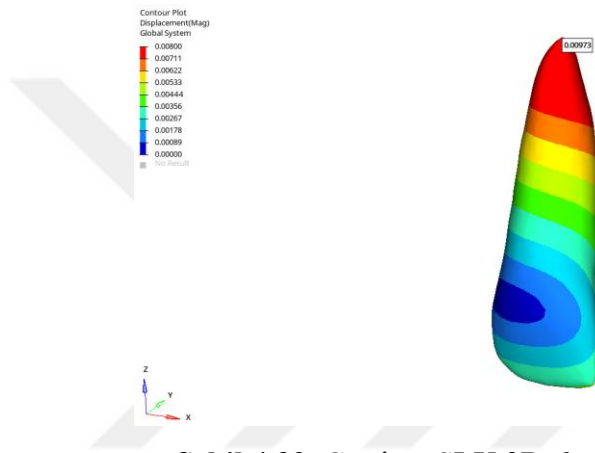
Maksimum yer değiştirme 0,00973 mm olup apikal bölgede gözlenmiştir; deplasman, apeksten insizale doğru azalan düzenli bir gradyan sergilemiştir. Bu değer, 5 mm yüksekliğe sahip SLX 3D–SS (0,00945 mm) modeline göre bir miktar artmıştır. Aynı yükseklikteki diğer braketlerle karşılaştırıldığında (Pitts21 PRO-0,00913 mm, Damon Ultima-0,00712 mm), SLX 3D daha yüksek deplasman göstermiştir (Şekil 4.32.)

- **Moment Değeri**

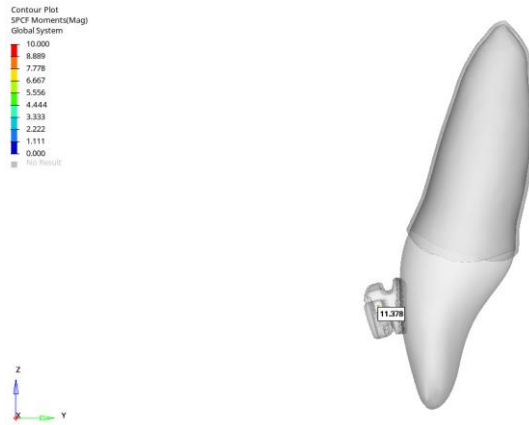
Moment değeri 11,378 N mm olarak hesaplanmıştır ve moment yoğunluğu braket–slot etrafında odaklanmıştır. Bu değer, 5 mm–SS SLX (11,105 N mm) modelinden daha yüksek olup, yükseklik artışıyla braketin konumunun tork etkisini daha efektif şekilde ilettiğini göstermektedir. Ayrıca 6 mm yükseklikli Damon Ultima–SS (8,588 N mm) ve Pitts21–SS (10,413 N mm) konfigürasyonlarından daha yüksek moment değerine sahiptir (Şekil 4.33.).



Şekil 4.31. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.32. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.33. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.12 Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

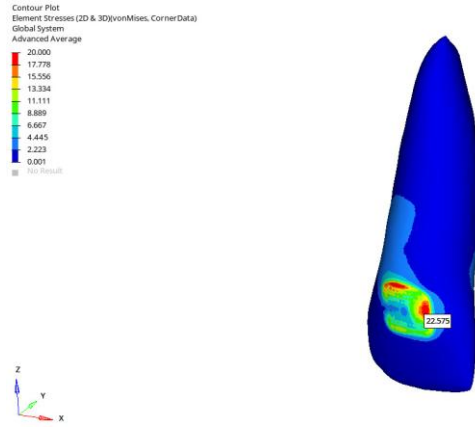
Carriere SLX 3D braketi 6 mm yükseklikte ve TMA tel ile kullanıldığında maksimum Von Mises gerilmesi 22,575 MPa olarak belirlenmiştir. Gerilme konsantrasyonu dişin serviko-labial bölgesinde yoğunlaşmış, apikal yönde giderek azalan bir dağılım göstermiştir. Aynı yükseklikte SS tel kullanılan modelde (34,982 MPa) çok daha yüksek gerilme oluşmuştur (Şekil 4.34.).

- **Yer Değiştirme Analizi**

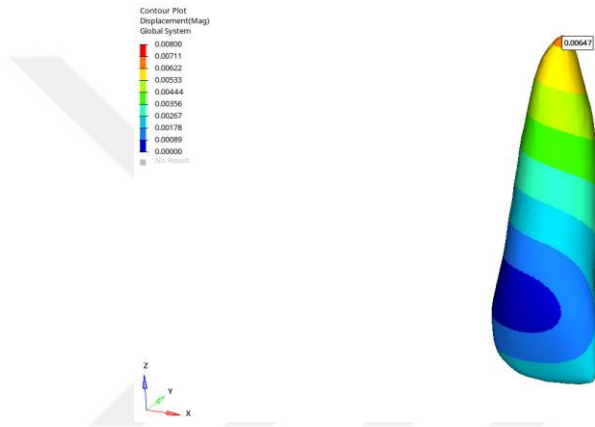
Maksimum deplasman insizal kenarda 0,00647 mm olarak bulunmuştur. Deplasman dağılımı kökten insizale doğru azalarak düzenli bir gradyan göstermiştir (Şekil 4.35.).

- **Moment Değeri**

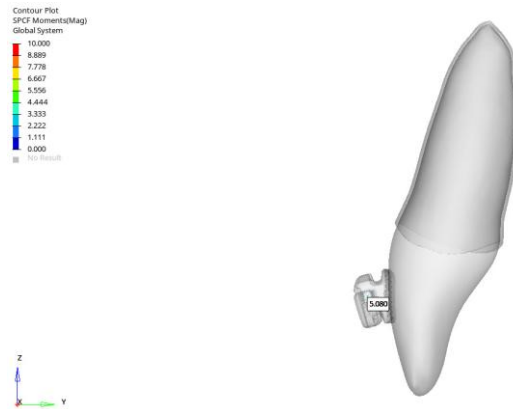
Braket çevresinde elde edilen moment değeri 5,080 N mm'dir. Aynı yükseklikte SS tele göre (11,378 N mm) moment üretimi belirgin biçimde azalmıştır (Şekil 4.36.).



Şekil 4.34. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.35. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.36. Carriere SLX 3D-6 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.13 Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

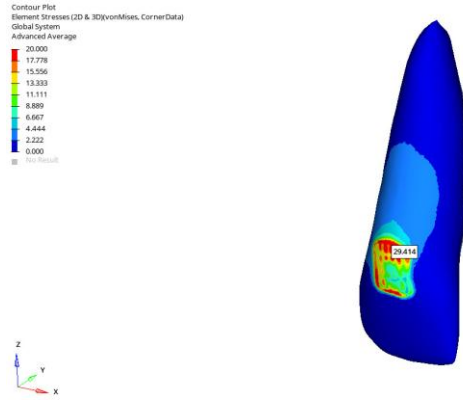
Pitts21 PRO 7 mm ve SS tel konfigürasyonunda maksimum Von Mises gerilmesi 29,414 MPa'dır. Stres özellikle kronun servikal kısmında yoğunlaşmış olup, apikal bölgeye doğru azalma göstermektedir. 6 mm-SS Pitts21'e göre (28,517 MPa) gerilme bir miktar artmıştır (Şekil 4.37.).

- **Yer Değiştirme**

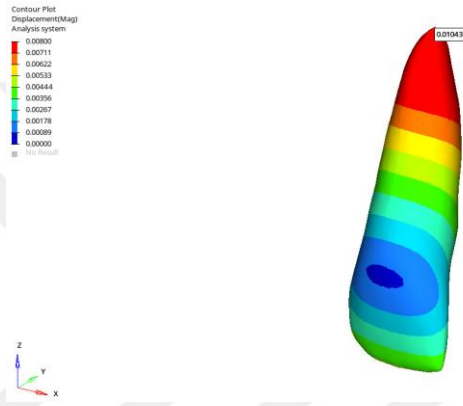
Maksimum deplasman 0,01043 mm olup apikal uçta gerçekleşmiştir; yer değiştirme apeksten insizale doğru düzenli biçimde azalır. 6 mm-SS Pitts21 PRO modelindeki 0,00913 mm'ye kıyasla 7 mm'de apikal odaklı deformasyon artmıştır (Şekil 4.38.).

- **Moment Değerleri**

Braket bölgesinde oluşan moment değeri 11,296 N mm olarak kaydedilmiştir. Bu değer, yüksekliğin artmasıyla beraber tork iletiminde daha belirgin bir artışa işaret etmektedir. Bu değer 6 mm yerleştirilen SS telin Pitts21 PRO braketinde kaydedilen 10,413 N mm'nin değerindeki torkun üzerindedir (Şekil 4.39.).



Şekil 4.37. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı
Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.38. Pitts21 PRO Braketi-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı
Yer Değişirme



Şekil 4.39. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment
Değeri

4.1.14 Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

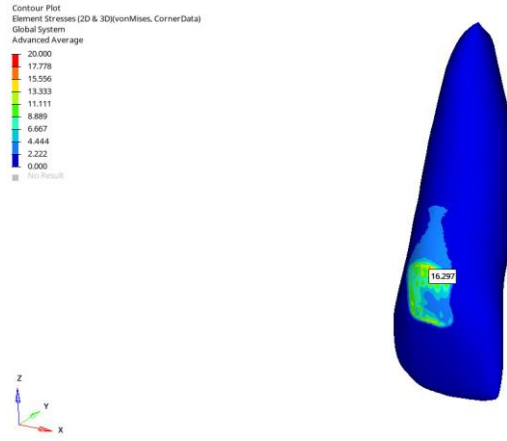
Simülasyon sonucunda kök bölgesinde maksimum Von Mises gerilmesi 16,297 MPa olarak kaydedilmiştir. Bu değer, Pitts21 PRO braket 7 mm yükseklikte ve TMA tel ile kullanıldığında, stresin kök yüzeyinde daha düşük seviyede dağıldığını göstermektedir (Şekil 4.40.).

- **Yer Değiştirme**

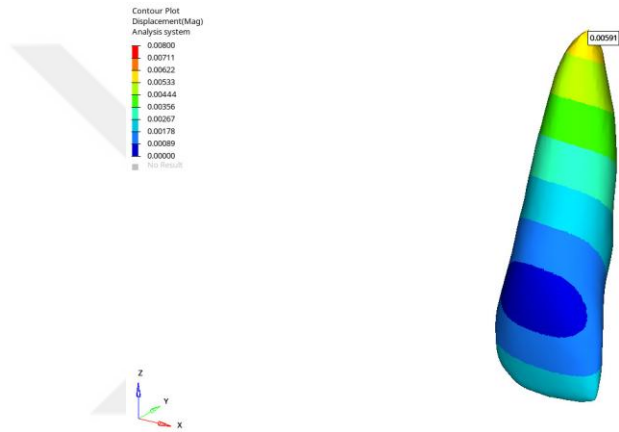
Kök ucunda maksimum deplasman 0,00591 mm olarak ölçülmüştür. Bu değer, çelik tele kıyasla daha düşük olup TMA telin elastikiyet özelliklerini yansıtmaktadır (Şekil 4.41.).

- **Moment Değeri**

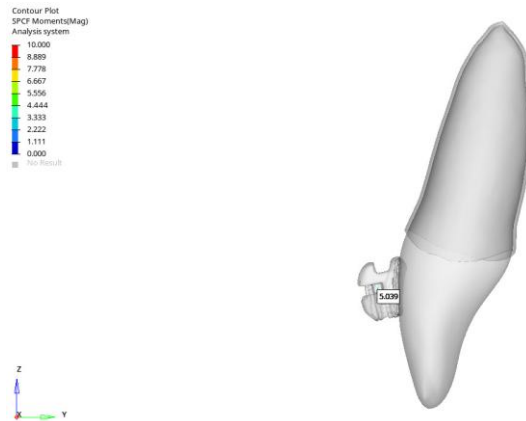
Braket seviyesinde oluşan moment değeri 5,039 N mm'dir. Bu düşük moment, TMA telin daha esnek yapısından kaynaklanmakta ve köke aktarılan torkun çelik tele kıyasla daha sınırlı olduğunu göstermektedir (Şekil 4.42.).



Şekil 4.40. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.41. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.42. Pitts21 PRO-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.15 Damon Ultima-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

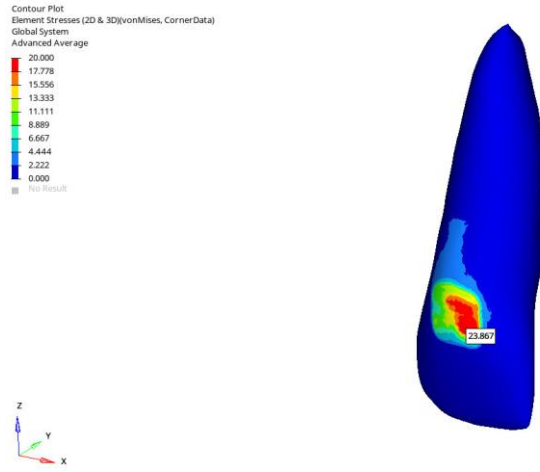
Damon Ultima – 7 mm – SS tel modelinde maksimum Von Mises gerilmesi 23,867 MPa olarak ölçülmüştür. Bu bölgeye komşu halka şeklinde sarı-yeşil zonlar, çevreye yayılan ama azalan şiddeti gösterirken, kökün geri kalanı çoğunlukla mavi renkte olup düşük stres seviyelerini göstermektedir. 6 mm–SS konfigürasyonuna (23,526) göre belirgin bir artış saptanmıştır (Şekil 4.43.).

- **Yer Değiştirme**

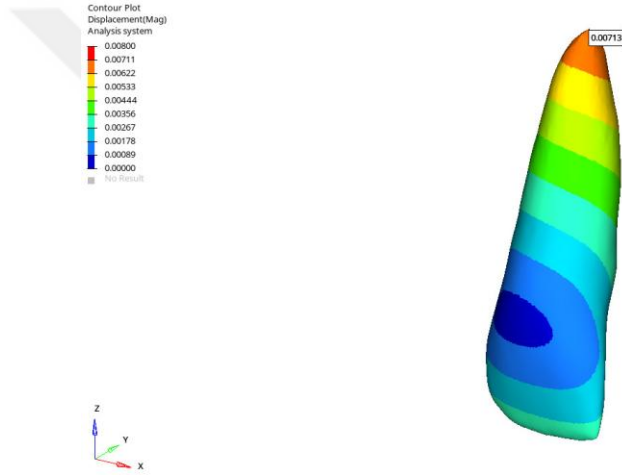
Bu konfigürasyonda maksimum deplasman apikalde 0,00713 mm olarak hesaplanmıştır. Deplasmanın en fazla kök bölgesinde gerçekleştiği, kesici kenara doğru ise giderek azaldığı gözlenmiştir. 6 mm–SS-Damon Ultima modelinde deplasman 0,00712 mm ölçülmüştür (Şekil 4.44.).

- **Moment Değeri**

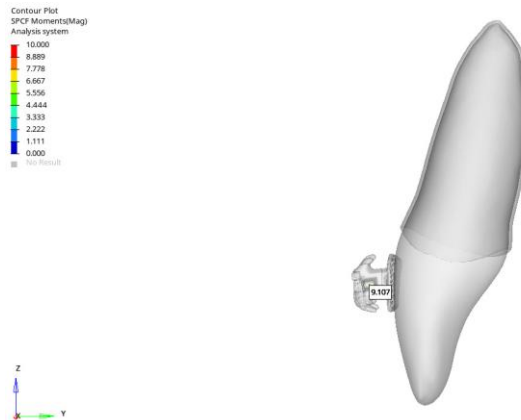
Braket seviyesinde elde edilen maksimum moment değeri 9,107 N mm olarak tespit edilmiştir. Torkun braket hizasında yoğunlaştığı görülmektedir. 6 mm–SS Ultima modeline göre (8,588 N mm) moment değeri önemli oranda yükselmiştir (Şekil 4.45.).



Şekil 4.43. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.44. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.45. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.16 Damon Ultima-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

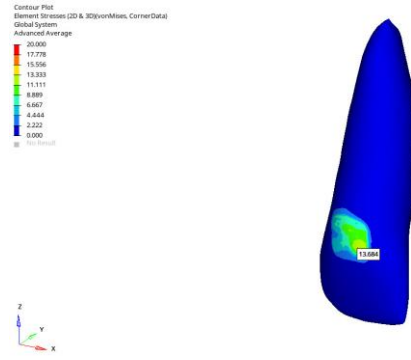
TMA tel ile yapılan analizde maksimum Von Mises gerilmesi 13,684 MPa olarak ölçülmüştür. Aynı yükseklikte SS tel kullanılan Ultima modeline (23,867 MPa) kıyasla belirgin şekilde daha düşük stres değerleri elde edilmiştir (Şekil 4.46.).

- **Yer Değiştirme**

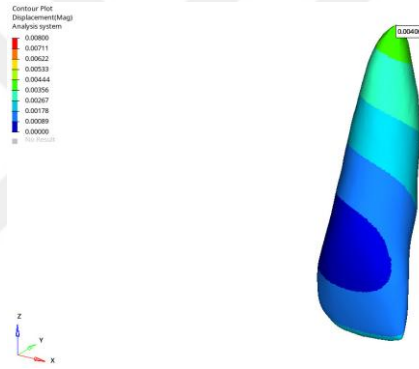
Maksimum deplasman 0,00406 mm olup, kök ucunda (apikal bölgede) gözlemlenmiştir. Deplasmanın apikal odaklı olması, braket yüksekliğinin 7 mm'ye çıkarılmasıyla kök bölgesinde daha belirgin hareketler oluştuğunu göstermektedir. Deplasman gradyanı, apekten insizale doğru kademeli biçimde azalmıştır. TMA tel ile yapılan analizde SS telde 0,00713 mm olarak ölçülen değere göre daha düşük deplasman gözlenmiştir (Şekil 4.47.).

- **Moment Değeri**

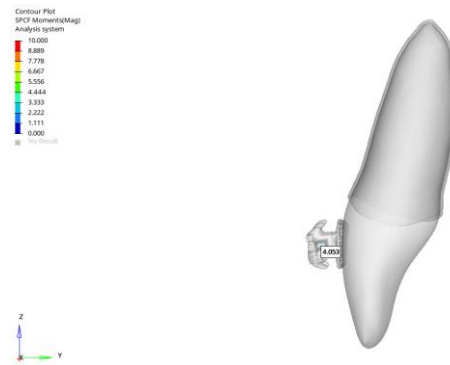
Maksimum moment değeri 4,053 N mm olarak tespit edilmiştir. 7 mm – SS Ultima modelinde (9,107 N mm) görülen değer yaklaşık yarısına denk gelen bu fark, TMA telin esnekliği ve düşük rijitliği nedeniyle moment kolunda daha az gerilme birikimi oluştuğunu göstermektedir (Şekil 4.48.).



Şekil 4.46. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı
Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.47. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer
Değiştirme



Şekil 4.48. Damon Ultima-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı
Moment Değeri

4.1.17 Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

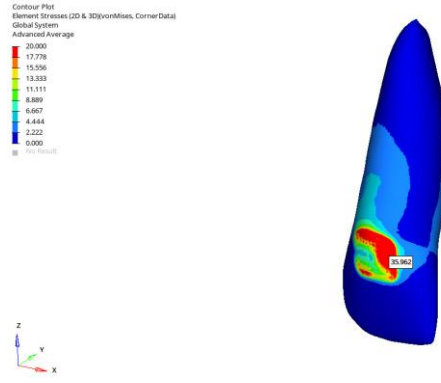
Bu konfigürasyonda maksimum Von Mises gerilmesi 35,962 MPa olarak tespit edilmiştir. Gerilme dağılımı kronun servikolabial bölgesinde yoğun şekilde toplanmış, apikal yönde hızlı biçimde azalmıştır. Aynı yükseklikteki Ultima SS modeline (23,867 MPa) göre yaklaşık %50'ye varan artış gözlenmiştir (Şekil 4.49.).

- **Yer Değiştirme**

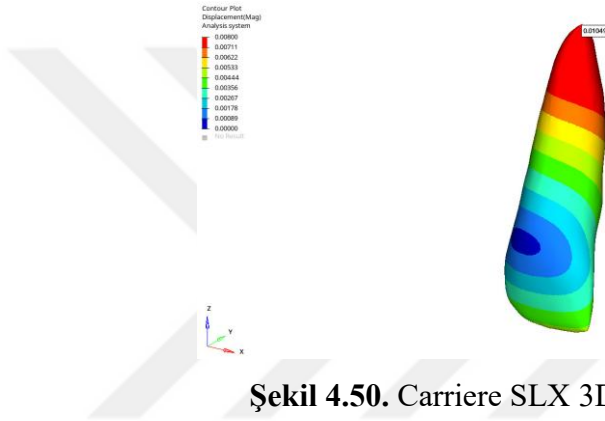
Maksimum deplasman 0,01049 mm olup apikal uçta ölçülmüştür. Bu değer, aynı yükseklikteki Ultima SS (0,00713 mm) modeline göre belirgin biçimde yüksek olup, SLX sisteminde tork kuvvetinin dişe daha agresif şekilde iletildiğini göstermektedir. Deplasman gradyanı, apekten insizale doğru düzenli biçimde azalmıştır. Bu durum, kökün palatinal yönde, kronun ise labial yönde dönmesini artırarak daha belirgin bir palatinal kök torku oluşturmuştur (Şekil 4.50.).

- **Moment Değeri**

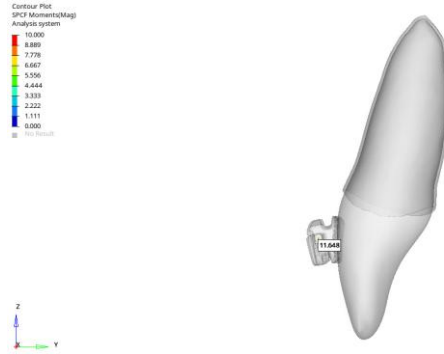
Braket düzeyinde gözlenen maksimum moment değeri 11,648 N mm'dir. Bu değer, brakete uygulanan kuvvetin kök boyunca etkili bir tork oluşturduğunu göstermektedir. Aynı yükseklikteki Ultima SS (9,107 N mm) modeline kıyasla moment kolunda yaklaşık 2,5 N mm'lik artış mevcuttur (Şekil 4.51.).



Şekil 4.49. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı
Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.50. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı
Yer Değiştirme



Şekil 4.51. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı
Moment Değeri

4.1.18 Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

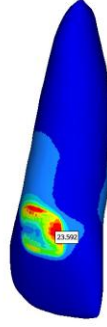
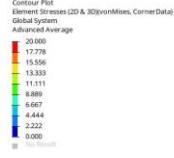
Bu koşulda kök bölgesinde maksimum Von Mises stres değeri 23,592 MPa olarak ölçülmüştür. Stres özellikle kronun servikal ve orta bölgelerine doğru yoğunlaşmıştır. Bu değerin, paslanmaz çelik telle kıyaslandığında yaklaşık %34 daha düşük olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.52.).

- **Yer Değiştirme**

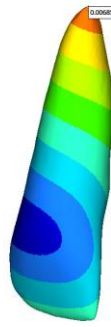
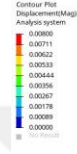
Maksimum deplasman değeri kök ucunda 0,00685 mm olarak bulunmuştur. Paslanmaz çelik teldeki 0,01049 mm deplasmanla karşılaştırıldığında yaklaşık %35 daha az hareket gözlenmiştir. Bu durum, TMA telin daha kontrollü kuvvet iletimi sağladığını ve dişin kök bölgesindeki hareketin daha sınırlı olduğunu ortaya koymaktadır (Şekil 4.53.).

- **Moment Değeri**

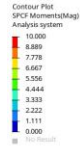
Braket-tel etkileşiminden kaynaklanan moment büyüklüğü 5,199 N mm olarak hesaplanmıştır. Bu değer paslanmaz çelik tele göre yaklaşık %55 daha düşük olup, TMA telin tork üretme kapasitesinin sınırlı olduğunu göstermektedir (Şekil 4.54.).



Şekil 4.52. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.53. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.54. Carriere SLX 3D-7 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.19 Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

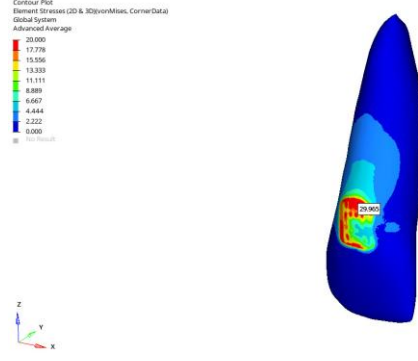
Maksimum Von Mises gerilmesi kök yüzeyinde 29,965 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer, 7 mm yükseklikte elde edilen değerlere kıyasla yaklaşık %25 daha yüksek olup kök bölgesinde daha yoğun bir stres dağılımı göstermektedir. Özellikle kökün servikal bölgesinde kırmızı zonların yoğunlaşması, kök rezorpsiyonu açısından dikkat edilmesi gereken bir durumdur (Şekil 4.55.).

- **Yer Değiştirme**

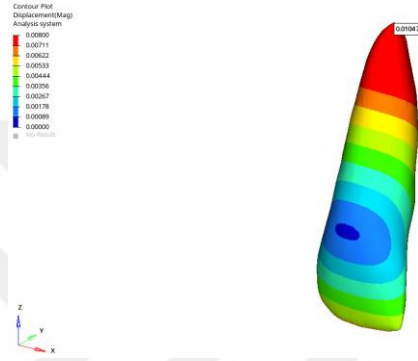
Maksimum deplasman değeri 0,01047 mm olup, kök ucunda yoğunlaşmıştır. Bu değer, 7 mm yüksekliğe göre yaklaşık %15 artış göstermektedir. Bu durum, braketi daha gingival konumlandırmanın kök ucunda daha fazla yer değiştirmeye yol açabileceğini ortaya koymaktadır (Şekil 4.56.).

- **Moment Değeri**

Maksimum moment değeri 11,836 N mm olup braket-bonding bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Bu değer, 7 mm yükseklik kullanımına göre yaklaşık %28 daha yüksek çıkmıştır. Bu artış, daha fazla kök momenti oluşmasına ve potansiyel olarak daha fazla biyomekanik kontrol gereksinimine işaret etmektedir (Şekil 4.57.).



Şekil 4.55. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı
Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.56. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı
Yer Değiştirme



Şekil 4.57. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment
Değeri

4.1.20 Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

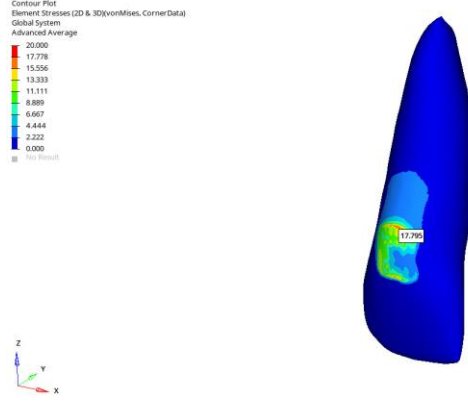
Maksimum Von Mises gerilmesi kök çevresinde 17,79 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer, paslanmaz çelik tel kullanımına kıyasla yaklaşık %40 daha düşük bir gerilme dağılımı göstermektedir. TMA telin daha elastik yapısı, kök çevresinde oluşan stresin azalmasına katkı sağlamaktadır (Şekil 4.58.).

- **Yer Değiştirme**

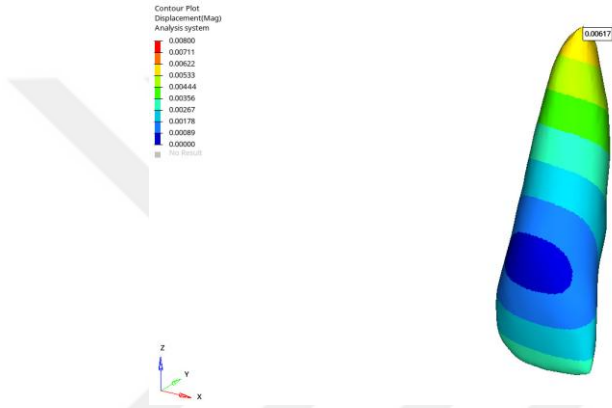
Deplasmanın en yüksek olduğu bölge apikal bölgede olup, maksimum değer 0,00617 mm'dir. Bu değer, SS tele göre yaklaşık %41 daha düşüktür (Şekil 4.59.).

- **Moment Değeri**

Braket çevresinde oluşan maksimum moment değeri 5,28 N mm olarak tespit edilmiştir. Bu değer, paslanmaz çelik tel kullanımına göre yaklaşık %55 daha düşüktür (Şekil 4.60.).



Şekil 4.58. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.59. Pitts21 PRO-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.60. Pitts21 PRO Braketi-Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.21 Damon Ultima-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

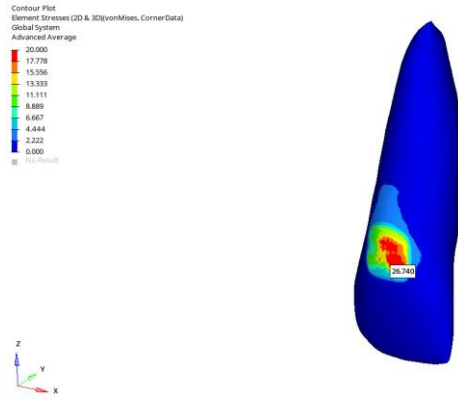
Kırmızı bölge ağırlıklı olarak kron tarafının servikal ve orta bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Maksimum Von Mises gerilmesi 26,740 MPa olarak ölçülmüştür. Damon Ultima ile SS tel modelinde braket yüksekliği 7 mm'den 8 mm'ye çıktığında Von Mises gerilmesi yaklaşık %12 oranında artmaktadır (Şekil 4.61.).

- **Yer Değiştirme**

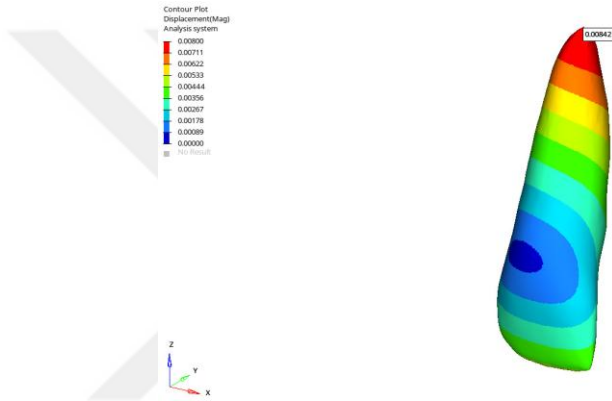
Bileşke yer değiştirme maksimumu 0,00842 mm ve apikal bölgede gözlenmektedir. Deplasman kökten, kron yönüne doğru kademeli azalmaktadır. 7 mm yüksekliğinde deplasman 0,00713 mm iken, braket 8 mm'ye taşındığında bu değer 0,00842 mm'ye yükselerek yaklaşık %18'lik bir artış göstermiştir. 8 mm modelde apikal bölgedeki sıcak renk bandının daha geniş ve yoğun olması, braketin daha gingival konumlanmasıyla birlikte apikal bölgedeki yer değiştirme bileşeninin belirgin şekilde arttığını ortaya koymaktadır (Şekil 4.62.).

- **Moment Değeri**

Braket–slot temas çevresinde ölçülen maksimum moment 9,785 N mm. Bu değer, tel–slot angajmanı ile braket seviyesinde dişe iletilen torku ifade etmektedir. Momentin vektörel yönü pozitif karakterde olup kök palatine, kron labiale yönelmiştir. Ultima braket ve SS tel modelinde yükseklik 1 mm arttığında tork momenti yaklaşık %7,4 oranında yükselmektedir. Braketin insizal kenardan 8 mm yüksekliğe yerleştirildiği durumda oluşan 9,785 N mm'lik tork momenti, 7 mm yerleşiminde ölçülen 9,107 N mm'ye kıyasla daha yüksek olup, kökün palatine doğru hareketinin arttığını göstermektedir (Şekil 4.63.).



Şekil 4.61. Damon Ultima-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.62. Damon Ultima-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.63. Damon Ultima-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.22 Damon Ultima-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

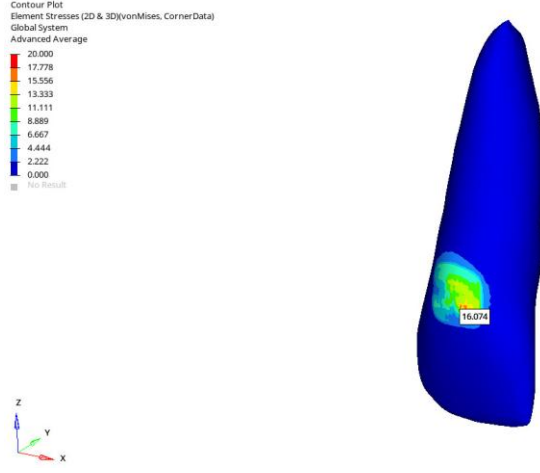
8 mm brakete yerleştirilen TMA tel ile yapılan analizde, maksimum Von Mises gerilmesi kök bölgesinde 16,074 MPa olarak ölçülmüştür. Gerilme dağılımının büyük kısmı dişin servikal ve orta üçlüsünde yoğunlaşmıştır. Bu durum, brakete uygulanan kuvvetin kök çevresinde belirgin bir stres konsantrasyonu oluşturduğunu göstermektedir. 8 mm yükseklikte SS tel ile Damon Ultima braketini 26,740 MPa gerilme üretirken, TMA tel kullanımında Von Mises gerilmesi yaklaşık %39,9 oranında azalmaktadır (Şekil 4.64.).

- **Yer Değiştirme**

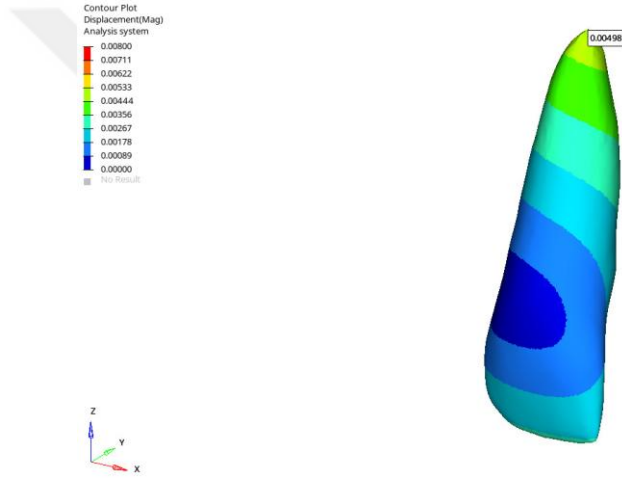
Maksimum deplasman kök ucunda 0,00498 mm olarak tespit edilmiştir. Deplasmanın incelendiğinde, kron bölgesinde minimal, kök bölgesinde ise daha belirgin olduğu görülmektedir. Bu değer, aynı yükseklikte kullanılan paslanmaz çelik tele kıyasla yaklaşık %40 oranında daha düşük bulunmuştur (Şekil 4.65.).

- **Moment Değeri**

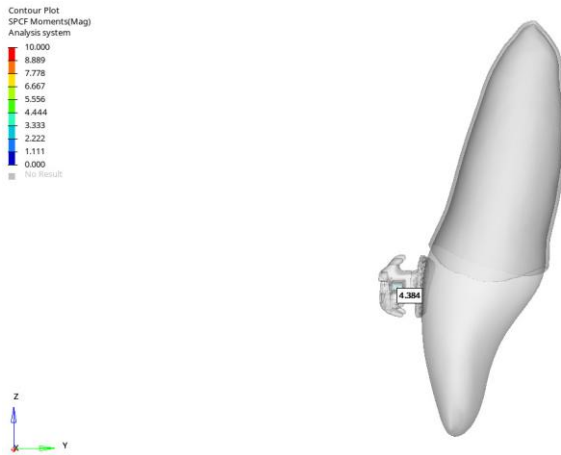
Braket hizasında ölçülen maksimum moment değeri 4,384 N mm'dir. 8 mm Damon Ultima modelinde SS tel ile oluşan tork momenti 9,785 N mm, TMA tel ile kıyaslandığında, TMA telin tork momentini yaklaşık %55,2 oranında azalttığını göstermektedir (Şekil 4.66.).



Şekil 4.64. Damon Ultima-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.65. Damon Ultima-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.66 Damon Ultima-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.23 Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

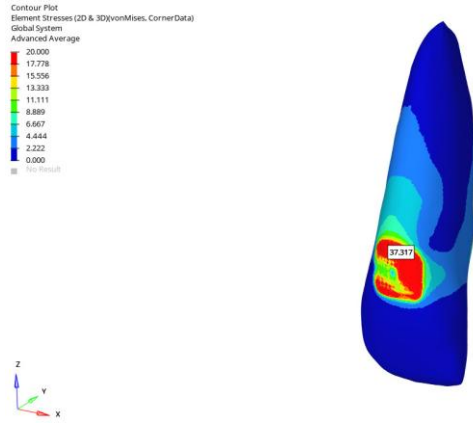
Maksimum gerilme değeri 37,317 MPa olarak servikal kök yüzeyinde gözlenmiştir. Bu değer, aynı yükseklikteki Pitts21–SS (29,965 MPa) ve Ultima–SS (26,740 MPa) sistemlerinden daha yüksektir (Şekil 4.67.).

- **Yer Değiştirme**

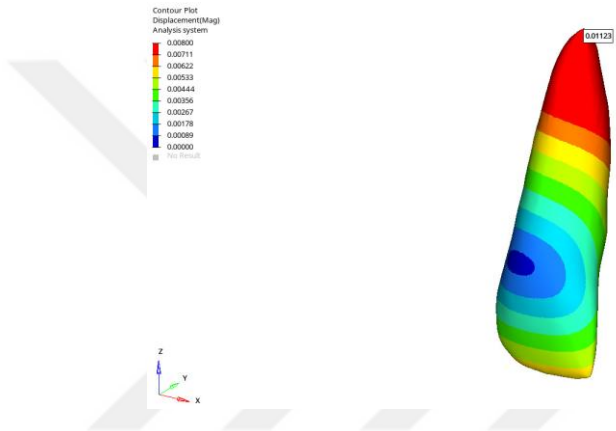
Maksimum deplasman 0,01123 mm olup, aynı yükseklikteki SS tel kullanımıyla modellenen Pitts21 PRO (0,01047 mm) ve Damon Ultima (0,00842 mm) değerlerinden daha yüksektir. Özellikle kök bölgesinde daha fazla hareketlilik gözlenmiştir (Şekil 4.68.).

- **Moment Değeri**

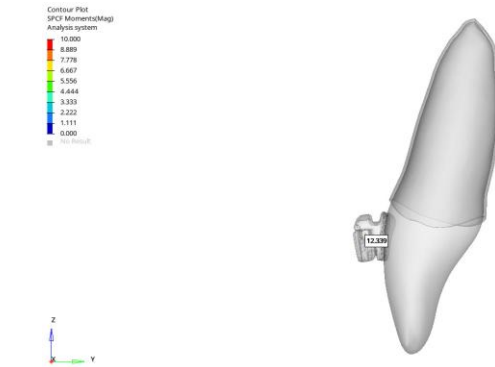
Braket–tel bağlantı bölgesinde ölçülen moment 12,339 N mm olup, Pitts21–SS (11,836 N mm) ve Ultima–SS (9,785 N mm) sistemlerinden fazladır (Şekil 4.69.).



Şekil 4.67. Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.68. Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.69. Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.1.24 Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

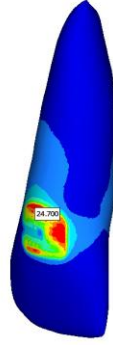
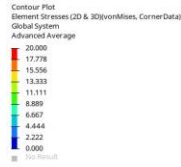
Maksimum Von Mises gerilmesi 24,700 MPa'dır. Kırmızı bölge, braketin hemen komşuluğundaki servikal alanda yoğunlaşmaktadır. Kökün geri kalanında gerilme hızla azalmaktadır (Şekil 4.70.).

- **Yer Değiştirme**

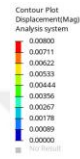
Bileşke yer değiştirme maksimumu 0,00697 mm'dir. En yüksek deplasman kökte görülmekte ve krona doğru kademeli bir azalma mevcuttur. Bu değer, aynı yükseklikteki SLX-SS (37,317 MPa) kombinasyonuna göre belirgin biçimde daha düşüktür (Şekil 4.71.).

- **Moment Değeri**

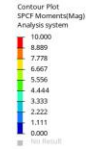
Braket-slot çevresinde ölçülen maksimum moment 5,507 N mm'dir. Bu değer SLX-SS (12,339 N mm) konfigürasyonunun yaklaşık yarısı düzeyindedir (Şekil 4.72.).



Şekil 4.70. Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-TMA Tel Von Mises Gerilme Dağılımı



Şekil 4.71. Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.72. Carriere SLX 3D-8 mm Yükseklik-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

Farklı yüksekliklerine yerleştirilen Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D braket sistemlerinin, SS ve TMA tellerle elde edilen Von Mises, yer değiştirme ve moment değerleri Tablo 4.1.-4.6.'da verilmiştir.

Tablo 4.1. SS Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Von Mises Gerilmeleri

	Pitts21 PRO MPa	Damon Ultima MPa	Carriere SLX 3D MPa
5 mm	27,417	21,693	33,778
6 mm	28,517	23,526	34,982
7 mm	29,414	23,867	35,962
8 mm	29,965	26,740	37,317

Tablo 4.2. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Von Mises Gerilmeleri

	Pitts21 PRO MPa	Damon Ultima MPa	Carriere SLX 3D MPa
5 mm	14,861	12,227	20,925
6 mm	15,924	12,572	22,575
7 mm	16,297	13,684	23,592
8 mm	17,795	16,074	24,700

Tablo 4.3. SS Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Yer Değiştirme Değerleri

	Pitts21 PRO mm	Damon Ultima mm	Carriere SLX 3D mm
5 mm	0,00856	0,00681	0,00945
6 mm	0,00913	0,00712	0,00973
7 mm	0,01043	0,00713	0,01049
8 mm	0,01047	0,00842	0,01123

Tablo 4.4. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Yer Değiştirme Değerleri

	Pitts21 PRO mm	Damon Ultima mm	Carriere SLX 3D mm
5 mm	0,00469	0,00367	0,00647
6 mm	0,00506	0,00399	0,00647
7 mm	0,00591	0,00406	0,00685
8 mm	0,00617	0,00498	0,00697

Tablo 4.5. SS Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Tork Momenti Değerleri

	Pitts21 PRO N mm	Damon Ultima N mm	Carriere SLX 3D N mm
5 mm	9,768	8,002	11,105
6 mm	10,413	8,588	11,378
7 mm	11,296	9,107	11,648
8 mm	11,836	9,785	12,339

Tablo 4.6. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima Braketlerinde Tork Momenti Değerleri

	Pitts21 PRO N mm	Damon Ultima N mm	Carriere SLX 3D N mm
5 mm	4,356	3,548	4,958
6 mm	4,644	3,757	5,080
7 mm	5,039	4,053	5,199
8 mm	5,280	4,384	5,507

4.2 Keser Diş İnklinasyonu ile Von Mises Gerilmesi, Yer Değiştirme ve Moment İlişkisine Ait Bulgular

4.2.1 Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

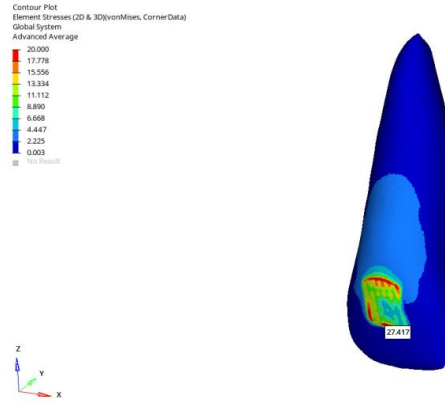
Maksimum değer 27,417 MPa'dır. Kırmızı-sarı bantlar, servikal alanda belirgin şekilde izlenirken apikale doğru açık mavi tonlara geçilmesi, gerilme şiddetinin köke doğru hızla azaldığını göstermektedir (Şekil 4.73.).

- **Yer Değiştirme**

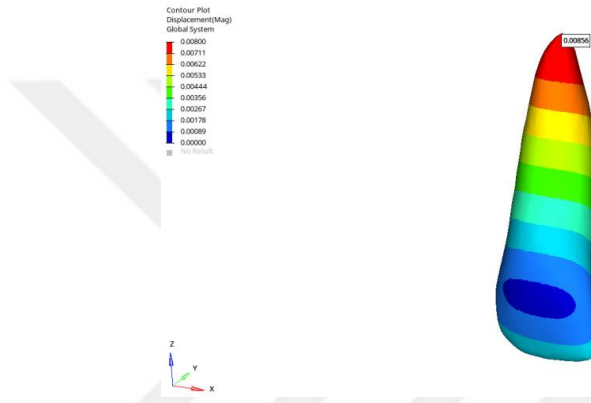
Maksimum bileşke yer değiştirme 0,00856 mm ve kökün apikal kutbuna yakın bölgede izlenmektedir. Bu patern, kronun labial yönde, kökün palatinal yönde hareket ettiğini kök ucunda maksimum yer değiştirme, kronda ise minimum deplasman bulunduğunu ortaya koymaktadır. Genel olarak “apeksten insizale azalan deplasman gradyanı” korunmuştur (Şekil 4.74.).

- **Moment Değeri**

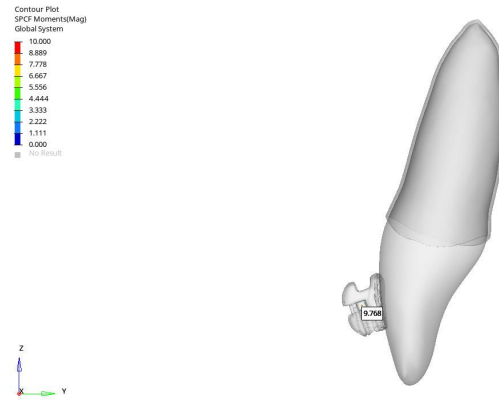
Braket-slot etkileşim bölgesinde ölçülen maksimum moment 9,768 N mm'dir. Moment vektörü palatinal kök torku oluşturan yöne sahiptir. Tork momenti braket-tel arayüzünde üretilmekte olup, etkisi kök yüzeyinde stres yoğunluğu şeklinde ortaya çıkmaktadır (Şekil 4.75.).



Şekil 4.73. Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.74. Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.75. Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.2 Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

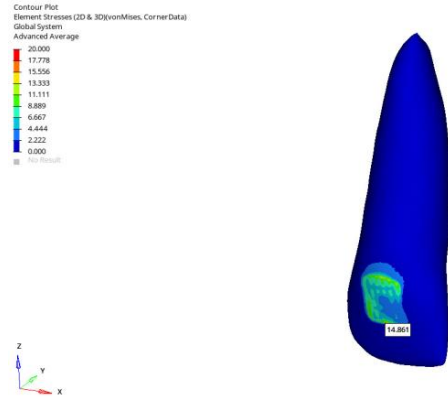
Maksimum von Mises gerilmesi 14,861 MPa olup dağılım kron yüzeyinin servikal–orta bölgesinde yoğunlaşmaktadır; kök tarafında belirgin bir sıcak bölge görülmemektedir. Bu desen, tork ifadesinin daha az olduğunu ve periodontal dokulara aktarılan tepe gerilmelerin sınırlı kaldığı izlenmektedir (Şekil 4.76.).

- **Yer Değiştirme**

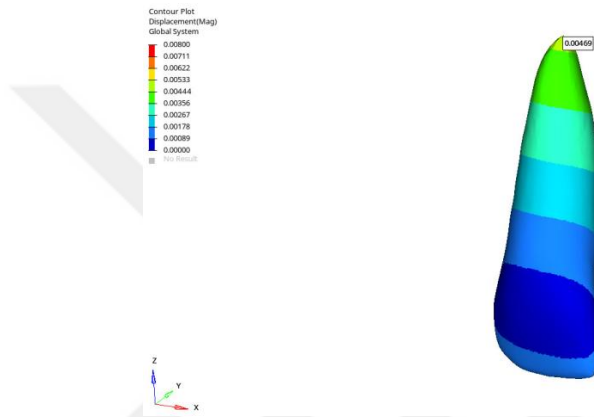
Bileşke yer değiştirme 0,00469 mm'dir ve tepe değer kök ucunda gözlenmektedir. Apikalden servikale doğru kademeli azalma mevcuttur. Kök ucundaki sınırlı fakat algılanabilir deplasman, uygulanan torkun diş boyunca kontrollü biçimde yayıldığını gösterir (Şekil 4.77.).

- **Moment Değeri**

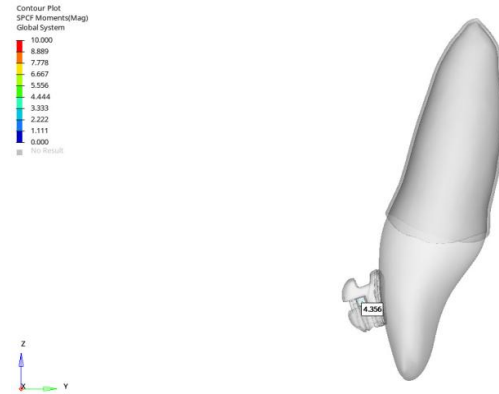
Braket–slot çevresinde ölçülen maksimum moment 4,356 N mm'dir. Bu büyüklük, aynı konfigürasyonda SS tele göre (9,768 N mm) belirgin biçimde daha düşüktür (Şekil 4.78.).



Şekil 4.76. Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.77. Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.78. Pitts21 PRO-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.3 Damon Ultima-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

Bu modelde gözlenen en yüksek Von Mises gerilmesi 21,693 MPa olup yoğunluk, belirgin biçimde kron bölgesinde toplanmıştır. Yani sistemde ilk temas ve yük transferi braket slotu ve hemen altındaki mine bölgesinde toplanmıştır. Gerilme haritası, kırmızı–sarı tonların kron yüzeyinde küçük ancak yoğun bir alan oluşturduğunu; apikal yöne doğru gidildikçe mavi tonların hâkim hale geldiğini göstermektedir. Stres bandı kompakt ve sınırları net olup, bu durum yük aktarımının sınırlı bir yüzeyde yoğunlaştığını göstermektedir (Şekil 4.79.).

- **Yer Değiştirme**

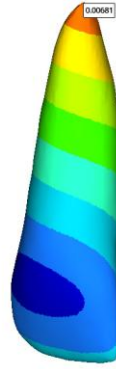
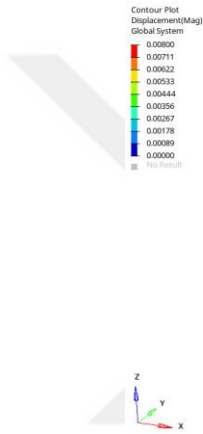
Toplam yer değiştirme için maksimum değer 0,00681 mm olup görselin kök ucunda kaydedilmiştir. Renk bantları krona doğru düzenli biçimde sönümlenmektedir (Şekil 4.80.).

- **Moment Değeri**

Braket–slot çevresinde ölçülen maksimum moment 8,002 N mm’dir. Bu değer, braket düzeyinde ortaya çıkan kuvvet çiftinin büyüklüğünü ifade eder ve sistemin tel–braket etkileşimiyle ürettiği tork kapasitesini nicel olarak gösterir (Şekil 4.81.).



Şekil 4.79. Damon Ultima-0° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.80. Damon Ultima-0° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme



Şekil 4.81. Damon Ultima-0° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri

4.2.4 Damon Ultima-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

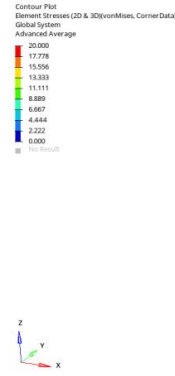
Analiz sonuçlarına göre stres yoğunluğu kron bölgesinde belirginleşmiş, değer yaklaşık 12,227 MPa düzeyinde kaydedilmiştir. Kırmızı–sarı tonların kron yüzeyine sınırlı biçimde toplandığı, buna karşılık apikal bölgede mavi tonların hâkim olduğu görülmektedir. Bu görünüm, yük aktarımının esasen kron bölgesinde yoğunlaştığını, kök çevresine ise sınırlı ölçüde yansıdığını göstermektedir. Damon Ultima braketinin TMA tel ile kullanımı, SS tele kıyasla gerilme düzeyini belirgin biçimde düşürmüştür (Şekil 4.82.).

- **Yer Değiştirme**

Bileşke yer değiştirme maksimumu 0,00367 mm olup apikal bölgede kaydedilmiştir. Bantlar apikalden koronale doğru kademeli azalma gösterir ve bu eğilim, 0° inklinasyonda köke yakın bölgede yer değiştirmenin daha belirgin olduğuna işaret eder (Şekil 4.83.).

- **Moment Değeri**

Braket-slot çevresinde ölçülen maksimum moment 3,548 N mm'dir. Aynı şartlardaki paslanmaz çeliğe kıyasla, TMA'nın daha düşük elastik modülü nedeniyle iletilen moment düzeyi daha düşüktür (Şekil 4.84.).



Şekil 4.82. Damon Ultima-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Gerilmesi



Şekil 4.83. Damon Ultima-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.84. Damon Ultima-0° İnklinasyon – TMA Tel Kullanımı Moment

4.2.5 Carriere SLX 3D-0°İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

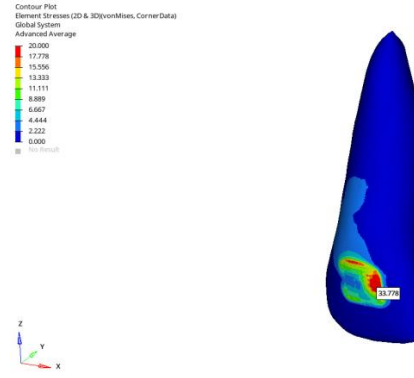
Stres haritası kron yüzeyinde yoğunlaşıyor ve tepe değer 33,778 MPa'dır. Bu büyüklük Pitts21 PRO-SS'e göre %23,2, Damon Ultima-SS'e göre %55,7 daha yüksek kaydedilmiştir. Kırmızı-turuncu bantlar kron çevresinde kompakt ve köke doğru mavi tonlara sönümlenmektedir (Şekil 4.85.).

- **Yer Değiştirme**

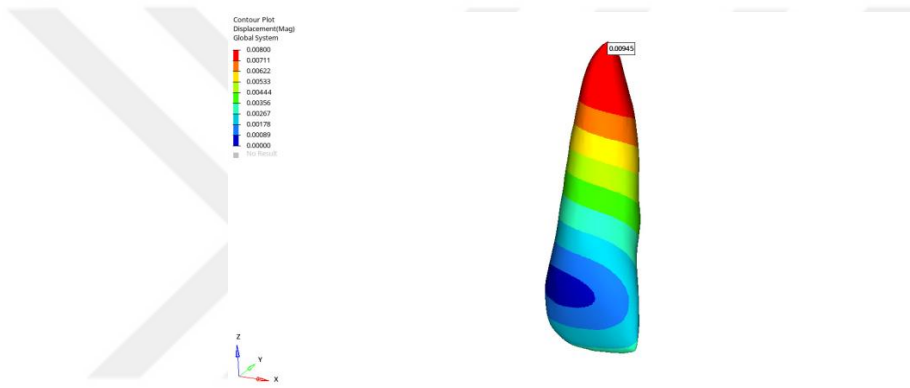
Bileşke yer değiştirme en yüksek 0,00945 mm olup kök ucunda kaydedilmiştir. Deplasman kron yönüne doğru kademeli biçimde azalmakta; bantlar apikalden insizale ilerledikçe düzenli bir gradyan sergilemektedir (Şekil 4.86.).

- **Moment Değeri**

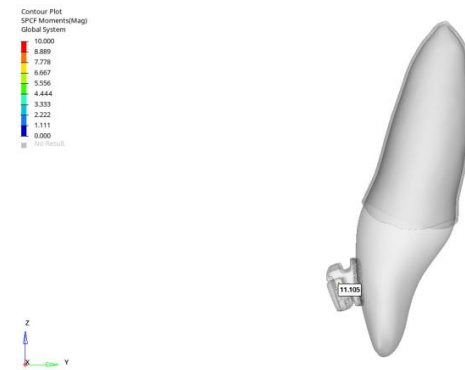
Braket-slot çevresinde ölçülen maksimum moment 11,105 N mm'dir. Bu, Pitts21 PRO-SS'e kıyasla %13,7, Damon Ultima-SS'e kıyasla %38,8 daha yüksek bulunmuştur (Şekil 4.87.).



Şekil 4.85. Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon- SS Tel Kullanımı Von Mises Gerilmesi



Şekil 4.86. Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.87. Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.6 Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

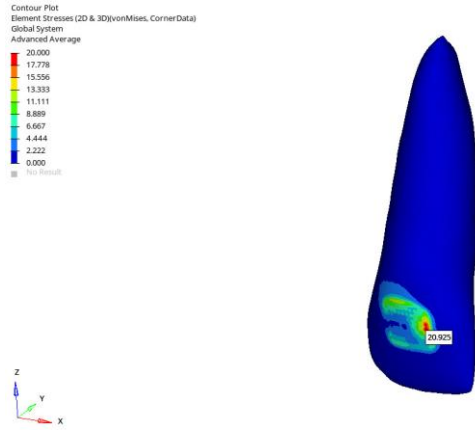
Gerilme dağılımı, servikalden kron yönüne uzanan belirgin bir bant halinde gözlenmektedir. En yüksek stres değeri 20,925 MPa olarak kron bölgesine yakın servikal yüzeyde toplanmıştır. Bu değer aynı açıda test edilen Pitts21 PRO–TMA’ya (14,861 MPa) göre %40,8, Damon Ultima–TMA’ya (12,227 MPa) göre %71,1 daha yüksek kaydedilmiştir (Şekil 4.88.).

- **Yer Değiştirme**

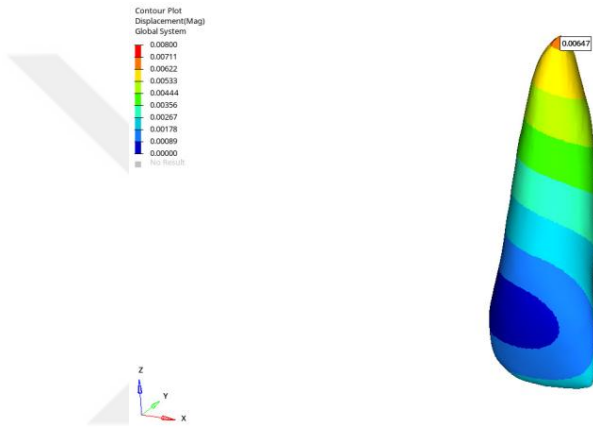
Modelde gözlenen maksimum deplasman değeri 0,00647 mm olup, tepe nokta apikal bölgededir. Deplasman gradyanı apeksten insizale doğru azalan bir eğilim göstermektedir (Şekil 4.89.).

- **Moment Değeri**

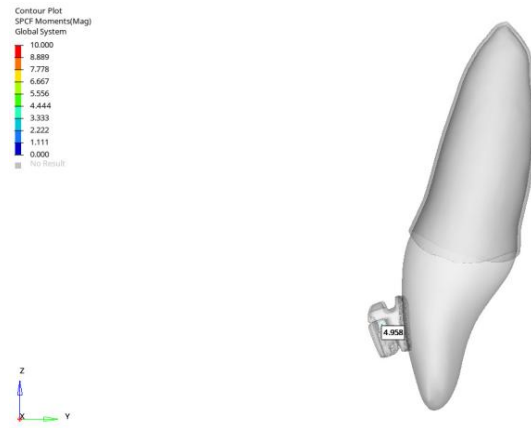
Braket–slot çevresinde ölçülen maksimum moment 4,958 N mm’dir. Moment büyüklükleri arasındaki fark azalmış, ancak model sıralaması değişmemiştir. Carriere SLX 3D, Pitts21 PRO braketine kıyasla %13,8, Damon Ultima’ya göre %39,8 fazla moment üretmektedir (Şekil 4.90.).



Şekil 4.88. Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.89. Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.90. Carriere SLX 3D-0° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.7 Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

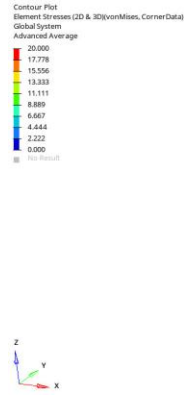
Gerilme haritasında stres yoğunluğu yine krona yakın servikal yüzeyde toplanmış durumdadır. En yüksek Von Mises değeri 26,408 MPa olarak ölçülmüş. Bu değer, 0° inklinasyondaki Pitts21 PRO-SS modeline (27,417 MPa) göre %3,7 daha düşük olup eğim artışının gerilme konsantrasyonunu hafif azalttığını göstermektedir. Renk geçişleri krondan köke gidildikçe sönümlenmekte, kırmızı-turuncu bantlar servikal sınırdan dar, kök tarafında mavi-açık yeşil tonlara geçmektedir (Şekil 4.91.).

- **Yer Değiştirme**

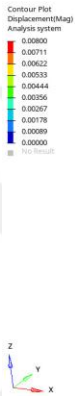
Bileşke yer değiştirme en yüksek 0,00843 mm olup apikal uçta kaydedilmiştir. Bu değer, 0° modeline (0,00856 mm) göre %1,5 oranında azalmıştır. Deplasman kron yönüne doğru kademeli biçimde azalmaktadır. Bantlar apikalden insizale düzenli bir gradyan izlemektedir (Şekil 4.92.).

- **Moment Değeri**

Tork momenti 9,583 N mm olarak belirlenmiş, bu da 0° pozisyonundaki Pitts21-SS modelinin (9,768 N mm) değerine göre %1,9 daha düşük bir seviyede olduğu kaydedilmiştir. Tork iletiminde değerler birbirine oldukça yakın seyretmiş, ancak genel sıralama korunmuştur (Şekil 4.93.).



Şekil 4.91. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.92. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.93. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.8 Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

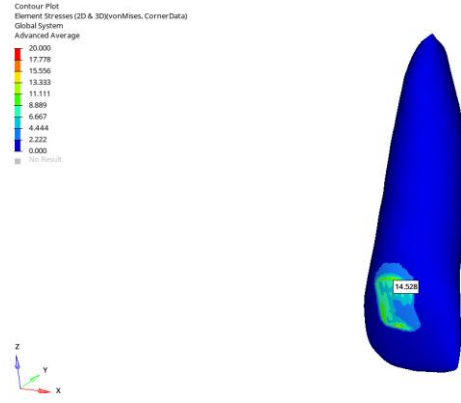
Maksimum von Mises gerilmesi 14,528 MPa olup kronun servikal bölgesinde yoğunlaşmıştır. Sıcak bölge, servikalden apikale doğru daralarak ilerleyen bir konsantrasyon şeklindedir (Şekil 4.94.).

- **Yer Değiştirme**

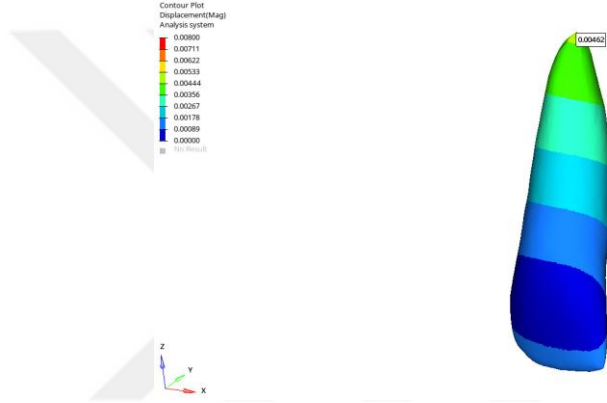
Deformasyon paterninde tepe nokta kök tarafında ve büyüklük 0,00462 mmdir. SS tel değerine (0,00843 mm) göre %45,2 azalma gözlenmektedir. Gradyan, apeksten insizale doğru düzenli biçimde düşmektedir (Şekil 4.95.).

- **Moment Değeri**

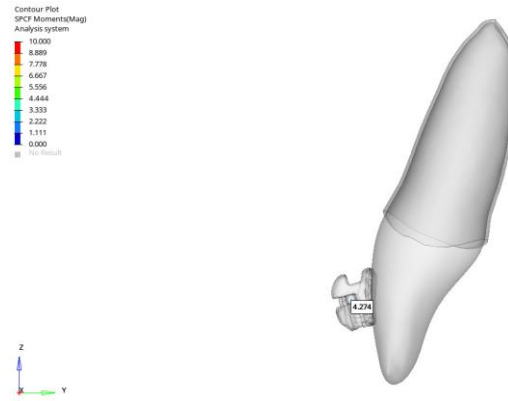
Tork iletimi TMA'da 4,274 N mm olarak hesaplanmıştır. Bu, aynı inklinasyondaki SS teldeki 9,583 N mm'ye göre %55,4'lük belirgin bir düşüşe karşılık gelmektedir (Şekil 4.96.).



Şekil 4.94. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.95. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.96. Pitts21 PRO-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.9 Damon Ultima-5° İnklinasyon-SS Tel

- **Von Mises Gerilmesi**

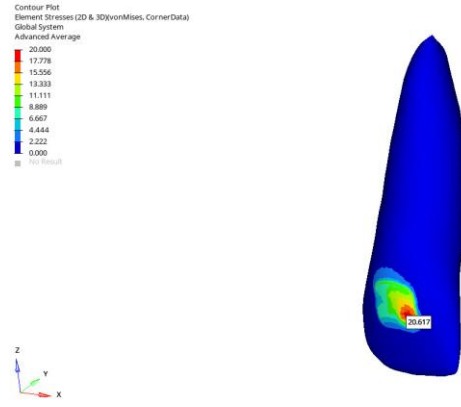
Stres odağı yine kron yüzeyine yakın servikal alanda, tepe değer 20,617 MPa. Bu, 0° Damon Ultima-SS'deki 21,693 MPa'ya göre yaklaşık %5,0 daha düşüktür. Renk bantları köke doğru hızla sönümlenmektedir. 5° açılanma, 0°'ye kıyasla gerilme konsantrasyonunu hafifçe azalmakta daha dengeli bir yayılım oluşturmaktadır (Şekil 4.97.).

- **Yer Değiştirme**

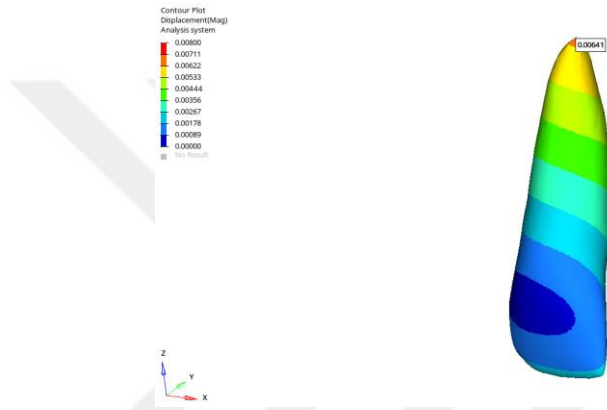
Maksimum deformasyon apikal uçta ve 0,00641 mm'dir. 0° modelinin 0,00681 mm değerine göre %5,9 azalma görülmektedir. Gradyan, apekten insizale doğru düzenli biçimde düşmekte, açılanma, kök yönündeki tepeyi korurken genel genliği bir miktar bastırılmış görünmektedir (Şekil 4.98.).

- **Moment**

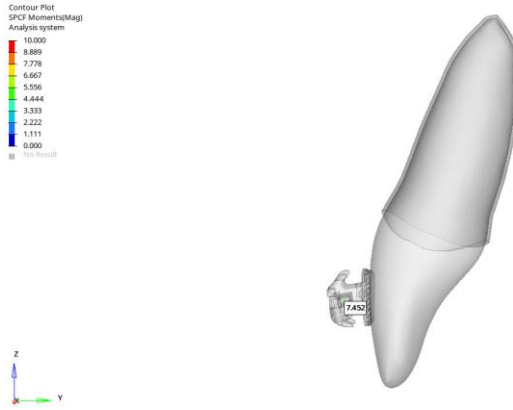
Braket-slot çevresinde ölçülen maksimum moment 7,452 N mm'dir. 0°'deki 8,002 N mm'ye kıyasla %6,9 daha düşük ölçülmüştür (Şekil 4.99.).



Şekil 4.97. Damon Ultima-5° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Gerilmesi



Şekil 4.98. Damon Ultima-5° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme



Şekil 4.99. Damon Ultima-5° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri

4.2.10 Damon Ultima-5° İnklinasyon-TMA Tel

- **Von Mises Stres Dağılımı**

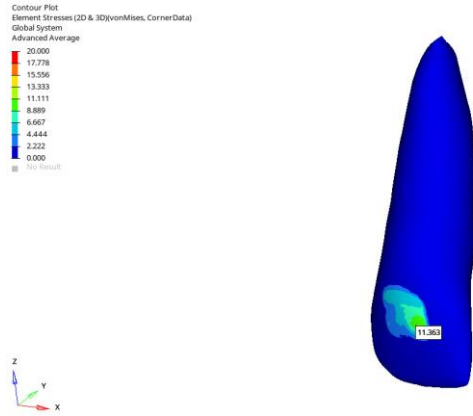
Servikal alanda odaklanan stresin en yüksek noktası 11,363 MPa'dır. Bu değer, aynı açıda SS teldeki 20,617 MPa'ya kıyasla yaklaşık %44,9 daha düşüktür. Renk dağılımı daha yumuşak, kırmızı bant alanı belirgin biçimde daralmıştır. TMA'nın esnekliği, stres birikimini azaltarak enerjiyi daha geniş alana yaymıştır ve bu da kök yüzeyinde gerilme gradyanını daha homojen hâle getirmiştir (Şekil 4.100.).

- **Yer Değiştirme**

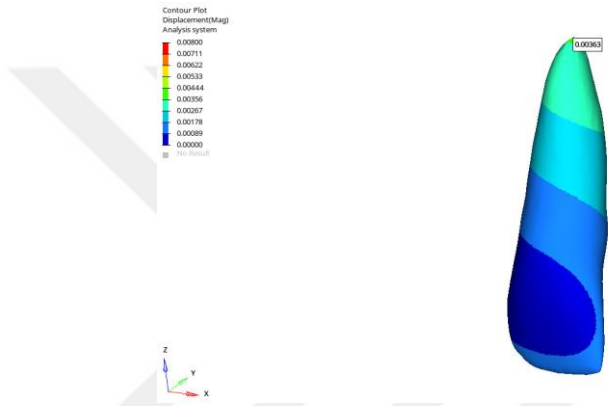
En yüksek deplasman 0,00363 mm olup, bu değer SS telin 0,00641 mm değerine göre %43,4 azalmıştır. Deplasman paterninde tepe nokta kökte kalmaya devam etmekte; ancak gradyan daha sık ve düzenli ilerlemektedir (Şekil 4.101.).

- **Moment Değeri**

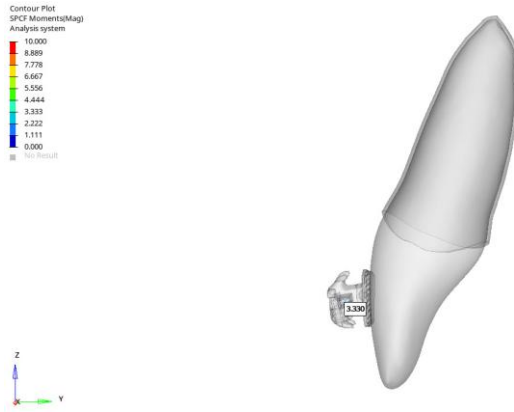
Braket çevresindeki moment büyüklüğü 3.330 N mm'dir. Aynı inklinasyonda SS teldeki 7,452 N mm'ye göre %55,3 azalma görülmektedir (Şekil 4.102.).



Şekil 4.100 Damon Ultima-5° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.101 Damon Ultima-5° İnklinasyon-TMA Tel Yer Değiştirme



Şekil 4.102 Damon Ultima-5° İnklinasyon-TMA Tel Moment Değeri

4.2.11 Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

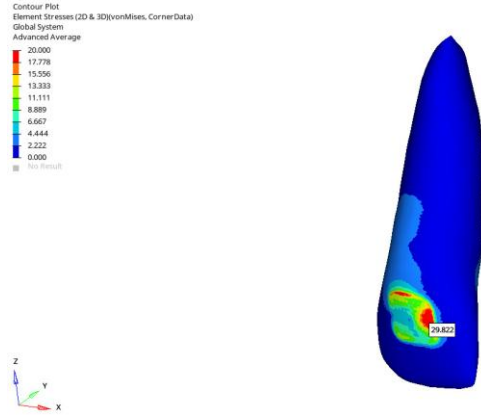
Stres odağı servikal bölgede toplanıyor ve tepe değeri 29,822 MPa'dır. Aynı açıda Pitts21 PRO-SS (26,408 MPa)'dan %12,9, Damon Ultima-SS (20,617 MPa)'dan %44,7 daha yüksektir. 0°'deki SLX-SS (33,778 MPa) ile kıyaslandığında ise %11,7'lik ılımlı bir düşüş görülmektedir. Renk bantları köke doğru hızla sönümlenerek mavi-yeşil tonlara geçiyor. Bu durum yüksek stresin kron çevresinde kompakt bir alanda yoğunlaştığını düşündürmektedir (Şekil 4.103.).

- **Yer Değiştirme**

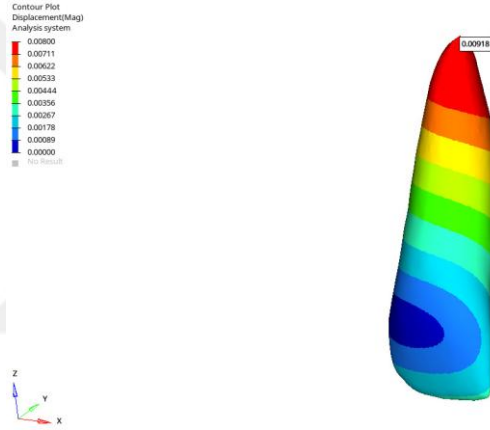
Deformasyonun zirvesi apikal uçta ve büyüklük 0,00918 mm'dir. Değer aynı açıda modellenen Pitts21 PRO braket, SS tel (0,00843 mm)'e göre %8,9, Damon Ultima braket-SS tel (0,00641 mm)'a göre %43,2 daha fazla bulunmuştur. 0° inklinasyondaki SLX-SS'e (0,00945 mm) göre %2,9 daha düşük seyrediyor. Gradyan, apeksten insizale doğru düzenli biçimde azalıyor; kök tarafında kırmızı-turuncu bant belirgin, krona gidildikçe yer değiştirme büyüklüğü azalmaktadır (Şekil 4.104.).

- **Moment Değeri**

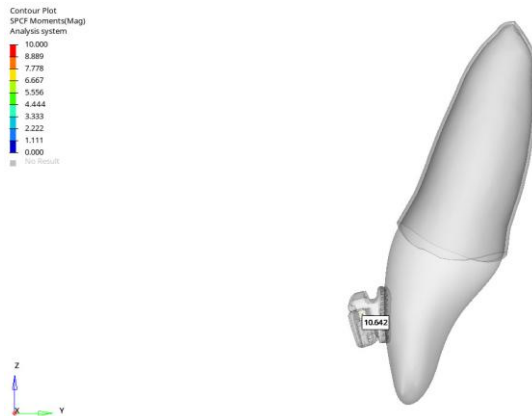
Braket çevresinde ölçülen moment 10,642 N mm.'dir. Bu büyüklük Pitts21-SS 5° (9,583 N mm)'e kıyasla %11,0, Ultima-SS 5° (7,452 N mm)'e kıyasla %42,8 daha yüksek. 0° SLX-SS (11,105 N mm) ile karşılaştırıldığında %4,2'lik sınırlı bir azalma tespit edilmiştir (Şekil 4.105.).



Şekil 4.103. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.104. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.105. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.12 Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

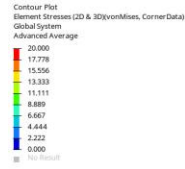
Kron yüzeyine yakın servikal bölgede odaklanan stres tepe noktası 19,202 MPa'dır. Aynı açıda SS telde 29,822 MPa ölçülen değerle kıyaslandığında %35,6 düşüş gözlenmektedir. Harita üzerinde kırmızı–turuncu alanın daraldığı, çevreye daha yumuşak geçişlerle yeşil–mavi tonlara sönümlendiği izlenmektedir (Şekil 4.106.).

- **Yer Değiştirme**

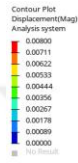
Bileşke yer değiştirme en yüksek 0,00616 mm değerle apikal uçta görülmüştür. SS teldeki 0,00918 mm ölçülen yer değiştirmeye kıyasla %33,0 azalmaktadır (Şekil 4.107.).

- **Moment Değeri**

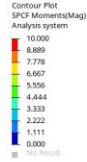
Braket çevresinde tork büyüklüğü 4,752 N mm'dir. SS teldeki 10,642 N mm'den %55,4 daha düşük bulunmuştur (Şekil 4.108.).



Şekil 4.106. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.107. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.108. Carriere SLX 3D-5° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.13 Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

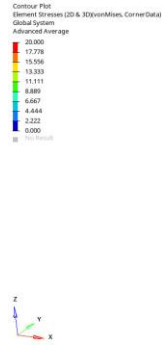
Stresin en yoğunlaştığı alan, servikal bölgede köke yakın yüzeyde belirginleşmiş ve tepe değeri 25,615 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer, 5° Pitts21–SS modelindeki 26,408 MPa’a göre yaklaşık %3 düşüş göstermekte, 0°’ye kıyasla ise belirgin bir artış sergilemektedir (Şekil 4.109.).

- **Yer Değiştirme**

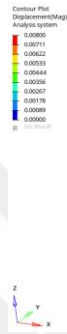
Maksimum deplasman değeri 0,00824 mm olup, 5°’deki 0,00843 mm’ye göre %2,2 daha düşük bulunmuştur. Deplasman, apeksten insizale doğru giderek azalan düzenli bir gradyan gösterir (Şekil 4.110.).

- **Moment Değeri**

Braket bölgesinde elde edilen moment büyüklüğü 9,459 N mm’dir. 5°’deki 9,583 N·mm’ye göre %1,3 oranında düşüş görülmektedir (Şekil 4.111.).



Şekil 4.109. Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.110. Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.111. Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.14 Pitts21 PRO-10° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

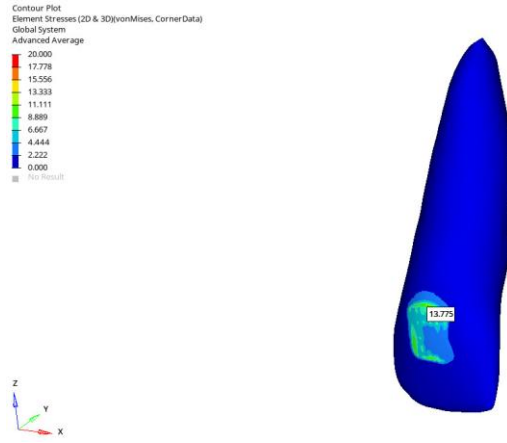
Gerilme alanı TMA’da belirgin biçimde daha az gözlenmektedir. 13,775 MPa olarak tespit edilen bu gerilme değeri SS teldeki 25,615 MPa değere göre %46,2 daha düşüktür. Bantlaşma köke yakın servikal yüzeyde yoğunlaşıyor; renk geçişleri apikalden insizale sönümleniyor (Şekil 4.112.).

- **Yer Değiştirme**

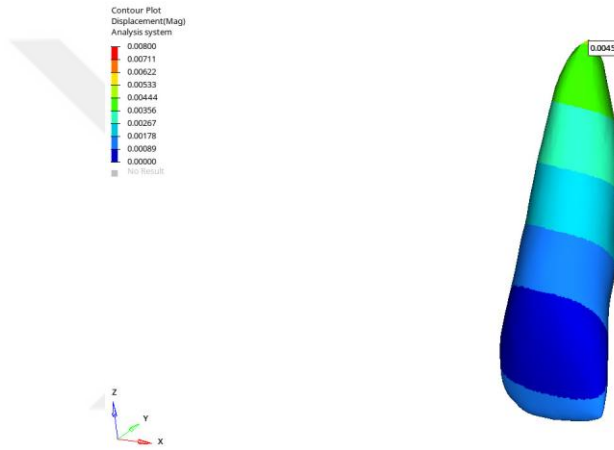
Deformasyon büyüklüğü, TMA tel kullanımında 0,00453 mm olarak ölçülmüş olup, aynı açıda kullanılan SS tele ait 0,00824 mm değerine kıyasla yaklaşık %45 oranında azalma göstermiştir (Şekil 4.113.).

- **Moment Değeri**

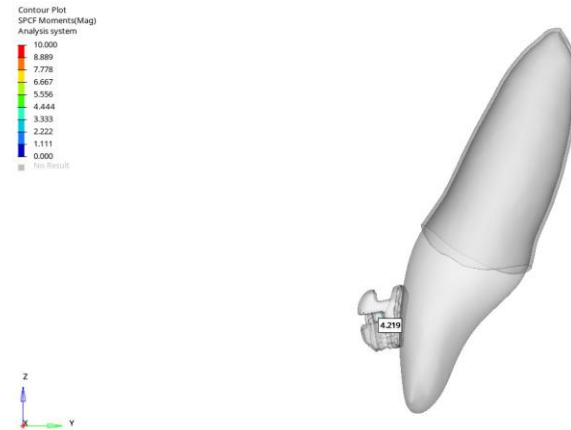
Aktarılan moment değeri, TMA tel kullanıldığında 4,219 N mm olarak hesaplanmış olup, SS telde elde edilen 9,459 N mm’lik değere göre yaklaşık %55,4 oranında azalma tespit edilmiştir (Şekil 4.114.).



Şekil 4.112. Pitts 21 PRO-10° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.113. Pitts 21 PRO-10° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.114. Pitts 21 PRO-10° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.15 Damon Ultima-10° İnklinasyon-SS Tel

- **Von Mises Stres Dağılımı**

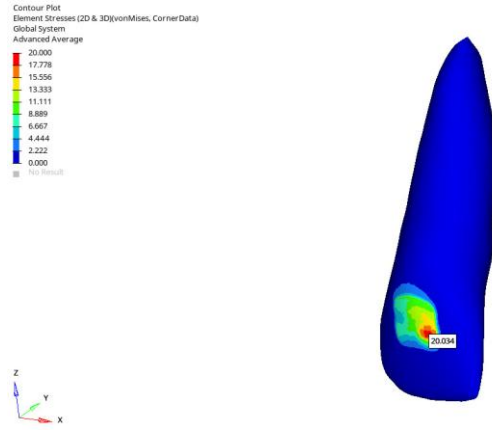
En yüksek Von Mises gerilme değeri 20,034 MPa olup dişin servikal bölgesinde, braket/tel temasına komşu alanda yoğunlaşmıştır. Aynı inklinasyonda Pitts21 PRO sistemine göre yaklaşık %21,7 daha düşük ölçülmüştür (Şekil 4.115.).

- **Yer Değiştirme**

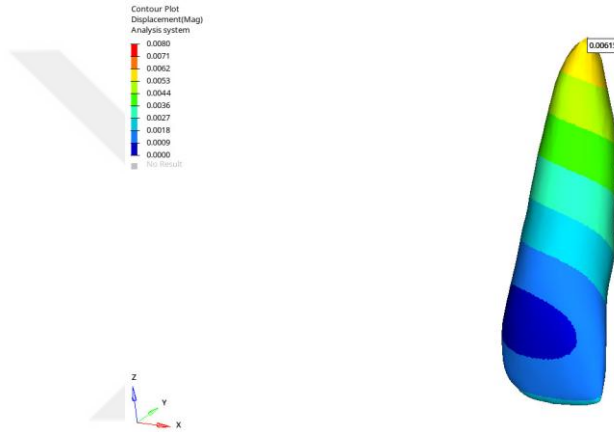
Bileşke yer değiştirme en yüksek 0,00615 mm olup kök apikal bölgesinde kaydedilmiştir. Pitts21 PRO SS telde gözlenen 0,00824 mm'ye kıyasla yaklaşık %25,4 oranında azalma gözlenmiştir (Şekil 4.116.).

- **Moment Değeri**

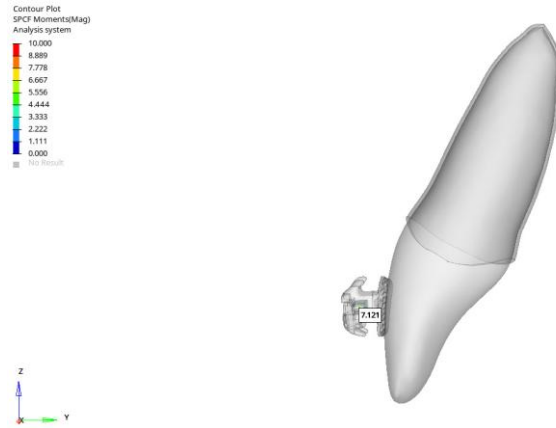
Aktarılan moment değeri 7,121 N mm olup, aynı inklinasyonda Pitts21 PRO SS teldeki 9,459 N mm'ye göre %24,7 oranında azalmıştır (Şekil 4.117.).



Şekil 4.115. Damon Ultima-10° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.116. Damon Ultima-10° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme



Şekil 4.117. Damon Ultima-10° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri

4.2.16 Damon Ultima-10° İnklinasyon-TMA Tel

- **Von Mises Stres Dağılımı**

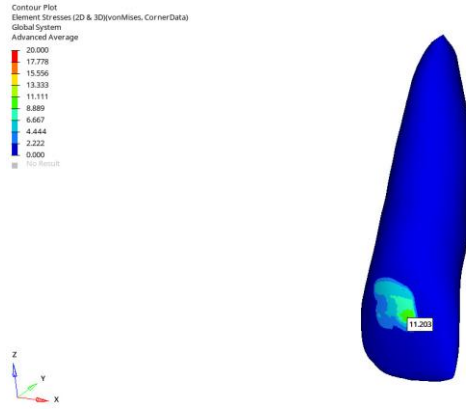
Servikal bölgede yoğunlaşan gerilme düzeyi 11,203 MPa'dır. Böylece Ultima içinde TMA kullanımı, SS'e (20,034 MPa) göre gerilmede %44,1'lik bir düşüş sağlar (Şekil 4.118.).

- **Yer Değiştirme**

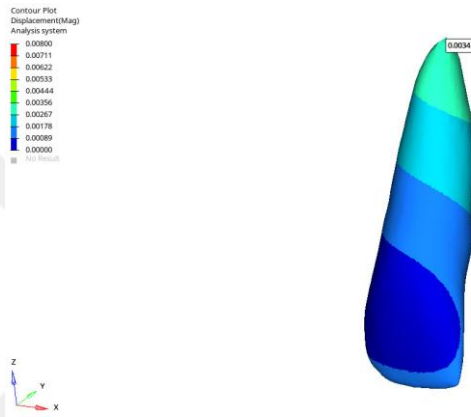
Bileşke yer değiştirme kök/apiks çevresinde tepe yaparak yaklaşık 0,00343 mm'ye ulaşmaktadır. Deformasyon büyüklüğü SS teldeki modele göre %44,2 oranında azalma vardır (Şekil 4.119.).

- **Moment Değeri**

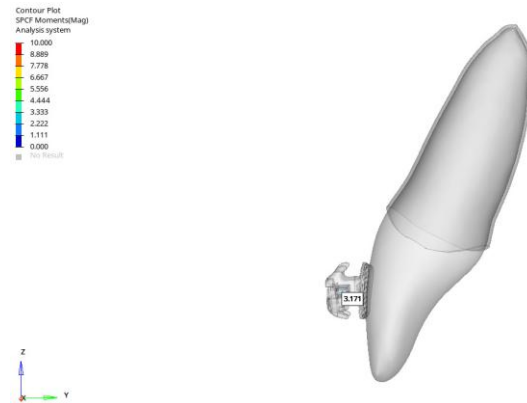
Aktarılan moment 3,171 N mm olup SS teldeki birime kıyasla %55,5 daha düşüktür (Şekil 4.120.).



Şekil 4.118. Damon Ultima-10° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises gerilmesi



Şekil 4.119. Damon Ultima-10° İnklinasyon-TMA Tel Yer Değiştirme



Şekil 4.120. Damon Ultima-10° İnklinasyon-TMA Tel Moment

4.2.17 Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-SS Tel

- **Von Mises Stres Dağılımı**

Braket çevresinde, özellikle servikalde yoğun bir kırmızı bant gözlenmektedir. Maksimum değer 28,730 MPa olup, bu değer aynı inklinasyondaki Pitts21'e göre yaklaşık %12,2, Ultima'ya göre %43,4 daha yüksek bulunmuştur. Carriere SLX 3D için 10° inklinasyonda elde edilen Von Mises gerilmesi 5°'deki 29,822 MPa değerine göre yaklaşık %3,7 daha düşüktür (Şekil 4.121.).

- **Yer Değiştirme**

Bileşke yer değiştirme en yüksek 0,00909 mm ile kök bölgesinde kaydedilmiştir. Bu değer, aynı inklinasyondaki Pitts21'e göre %10,3, Ultima'ya göre yaklaşık %47,8 oranında daha yüksektir. Aynı braketin 5° inklinasyonda elde edilen 0,00918 mm değerine göre %0,98 oranında daha düşüktür (Şekil 4.122.).

- **Moment Değeri**

Aktarılan moment değeri 10,045 N mm olup, aynı inklinasyondaki Pitts21 PRO SS'e göre %6,2, Ultima SS'e göre yaklaşık %41 daha yüksek bulunmuştur. Aynı braketinin 5° inklinasyondaki dişte elde edilen 10,642 N mm değerine göre %5,6 daha düşüktür. Elde edilen bulgular, Carriere SLX 3D'nin yüksek tork üretme kapasitesine karşın deformasyonun sistem tarafından yeterince sönümlenemediğini göstermektedir. Servikal bölgede daha yoğun bir von Mises gerilme birikiminin izlenmesi ve kök apikalinde daha belirgin deplasman değerlerinin ortaya çıkması bu sonucu desteklenmektedir. Bu gerilme ve deplasman paternleri birlikte değerlendirildiğinde, Carriere SLX 3D'nin ürettiği momentin diş-PDL kompleksine daha doğrudan aktarıldığı ve sistemin uygulanan yükü dağıtma eğiliminin sınırlı kaldığı anlaşılmaktadır (Şekil 4.123.).

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

20.000
17.778
15.556
13.333
11.111
8.889
6.667
4.444
2.222
0.000

■ No Result

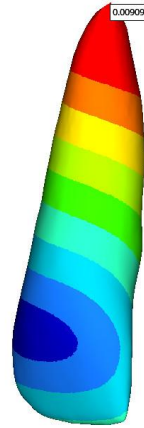


Şekil 4.121. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system

0.00800
0.00711
0.00622
0.00533
0.00444
0.00356
0.00267
0.00178
0.00089
0.00000

■ No Result

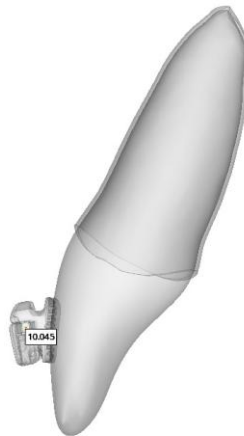


Şekil 4.122. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme

Contour Plot
SPCF Moments(Mag)
Analysis system

10.000
8.889
7.778
6.667
5.556
4.444
3.333
2.222
1.111
0.000

■ No Result



Şekil 4.123. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri

4.2.18 Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-TMA Tel

- **Von Mises Stres Dağılımı**

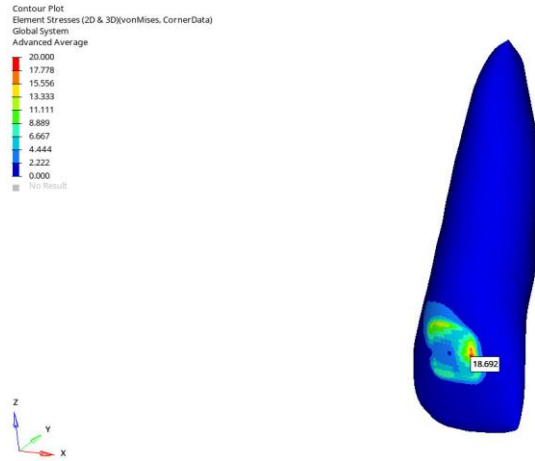
Maksimum gerilme yaklaşık 18,692 MPa ve braket çevresindeki lokal bölgede yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.124.).

- **Yer Değiştirme**

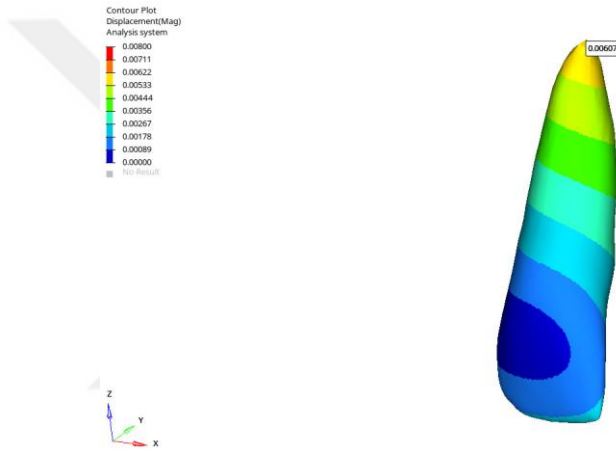
En yüksek bileşke yer değiştirme 0,00607 mm ile kök apeksi çevresinde görülmektedir. Deplasman apekten insizale doğru kademeli biçimde azalmakta renk bantları üstten alta düzgün bir patern izlemektedir (Şekil 4.125.).

- **Moment Değeri**

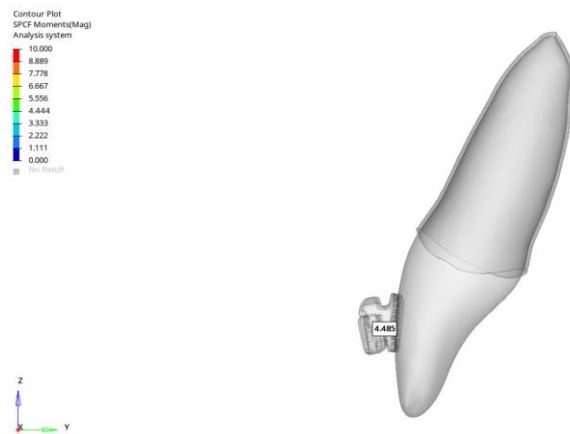
Braket civarında hesaplanan moment büyüklüğü 4,485 N mm'dir. Moment vektörü pozitif tork yönünde olup kökün palatinale, kronun labiale alınmasını destekler niteliktedir (Şekil 4.126.).



Şekil 4.124. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon -TMA Tel
Von Mises Gerilme



Şekil 4.125. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon-TMA Tel
Yer Değiştirme



Şekil 4.126. Carriere SLX 3D-10° İnklinasyon -TMA Tel
Moment Değeri

4.2.19 Pitts 21 PRO-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

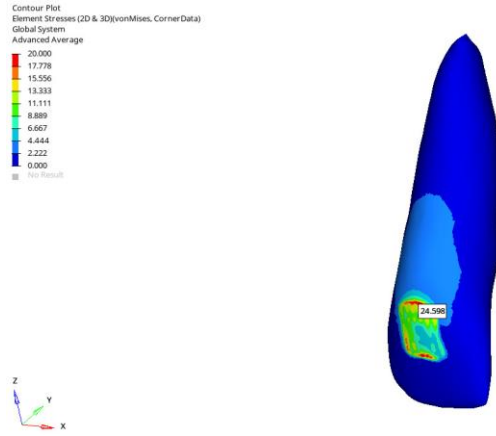
Gerilme dağılımı yine diş servikali hizasında, braket çevresinde yoğunlaşmaktadır. Bu bölgede belirgin kırmızı-sarı bantların izlendiği ve 24,598 MPa civarında bir tepe değeri olduğu dikkat çekmektedir. Bu yoğunluk apikale doğru kademeli biçimde azalmakta ve yüzey boyunca düzenli bir patern seyretmektedir (Şekil 4.127.).

- **Yer Değiştirme**

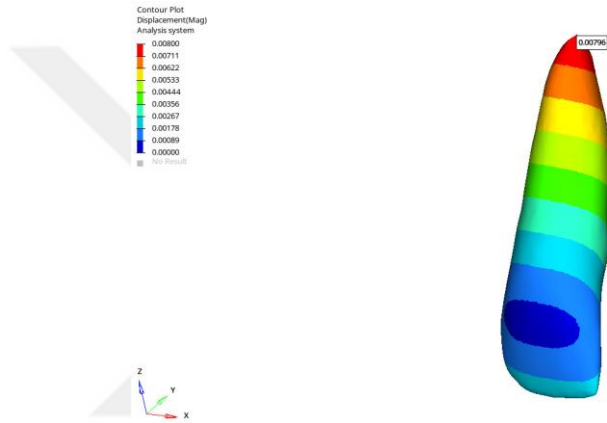
Deformasyon büyüklüğü 0,00796 mm olup, maksimum değeri kök ucunda izlenmektedir. Apekten insizale doğru ilerledikçe deformasyon basamaklı bir şekilde azalmaktadır (Şekil 4.128.).

- **Moment Değeri**

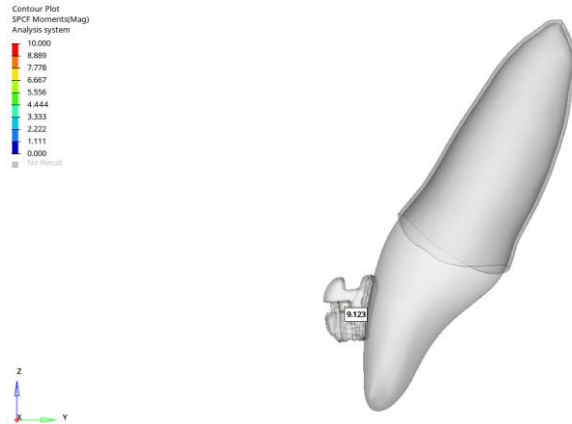
Braket bölgesinde okunan moment büyüklüğü 9,123 N mm düzeyinde izlenmiştir (Şekil 4.129.).



Şekil 4.127. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.128. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.129. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.20 Pitts 21 PRO-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises gerilmesi**

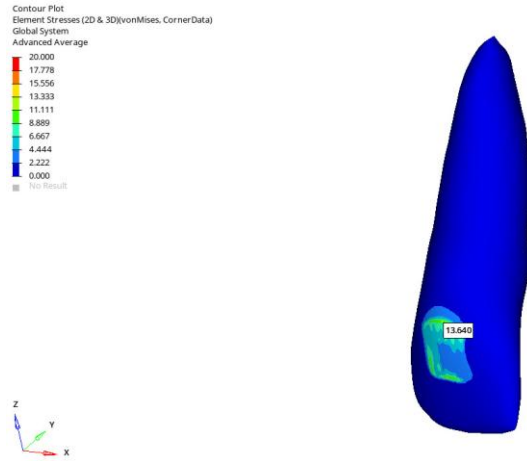
15° inklinasyondaki bir dişte modele edilen Pitts21 PRO braketinde TMA tel ile hesaplanan maksimum Von Mises gerilmesi 13,640 MPa olarak hesaplanmıştır. Aynı inklinasyonda SS tel kullanıldığında bu değer 24,598 MPa'ya yükselmektedir. TMA tel kullanıldığında yaklaşık %44,5'lik bir azalma söz konusudur (Şekil 4.130.).

- **Yer Değiştirme**

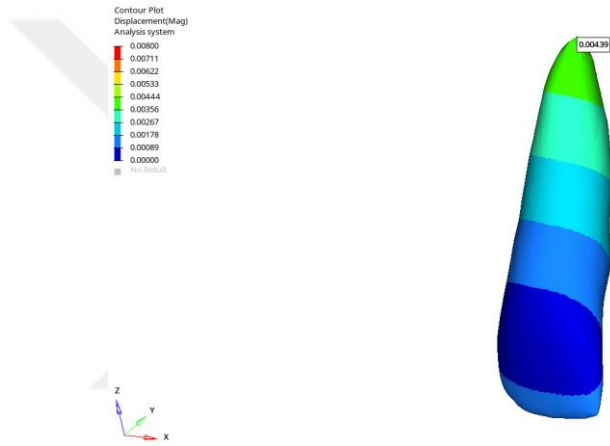
Bileşke deplasman en yüksek 0,00439 mm ve apikal bölgede izlenmektedir. Değer, krona doğru kademeli biçimde azalmakta, renk bantları üstten alta düzgün bir gradyan izlemektedir. 15° SS modelinde ise 0,00796 mm olup, deplasman yaklaşık %44,8 oranında düşmektedir (Şekil 4.131.).

- **Moment Değeri**

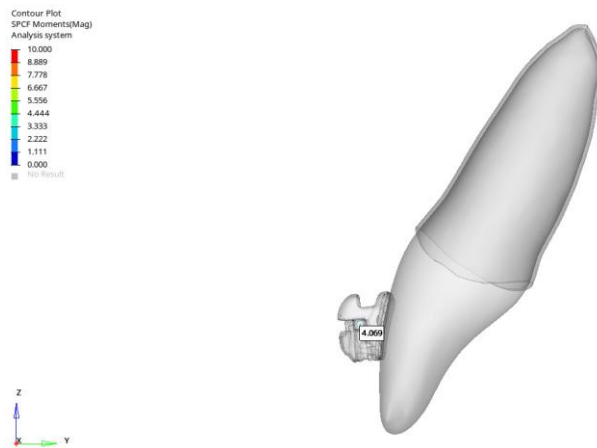
Braket çevresinde moment büyüklüğü 4,069 N mm'dir. 15° inklinasyonda SS tel ile 9,123 N mm olarak hesaplanmış, moment büyüklüğünde %55,4 düzeyinde belirgin bir azalma elde edilmiştir (Şekil 4.132.).



Şekil 4.130. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.131. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon -TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.132. Pitts21 PRO-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.21 Damon Ultima-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

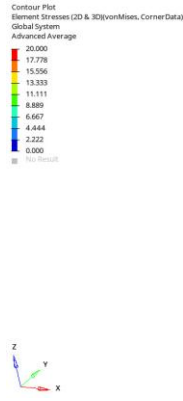
15° modelinde ölçülen Von Mises değeri 19,532 MPa olup braket çevresinde yoğunlaştığı görülmektedir. Gerilme bantları, kök bölgesinde daha düşük değerli mavi tonlara dönüşen bir azalma paterni sergilemektedir. 10° Damon Ultima SS (20,034 MPa) ile karşılaştırıldığında 15° konfigürasyonda %2,5 daha düşük bir stres birikimi izlenmektedir (Şekil 4.133.).

- **Yer Değiştirme**

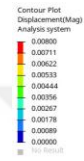
Maksimum deplasman 0,00607 mm olup kök ucunda gerçekleşmiştir. Deplasman konturları incelendiğinde kökten insizale doğru azalan genlikli, düzenli bir deformasyon gradyanı gözlenmektedir. 10° Damon Ultima SS’de deformasyon 0,00615 mm olup 15° ile karşılaştırıldığında %1,3’lük minimal bir azalma vardır (Şekil 4.134.).

- **Moment Değeri**

Braket bölgesinde moment büyüklüğü 6,695 N mm. 10° Ultima SS (7,121 N mm) ile kıyaslandığında 15° modelde yaklaşık %6,0 oranında daha düşük bir moment bulunmaktadır (Şekil 4.135.).



Şekil 4.133. Damon Ultima-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.134. Damon Ultima-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.135. Damon Ultima-15° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.22 Damon Ultima-15° İnklinasyon-TMA Tel

- **Von Mises Stres Dağılımı**

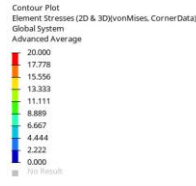
15° Damon Ultima ile TMA modelinde Von Mises gerilmesinin tepe değeri 10,390 MPa olup dişin servikal bölgesinde yoğunlaşmaktadır. PDL’de ve kök çevresindeki sınırlı bir bölgede yoğunlaşmakta olan dağılım, önceki konfigürasyonlarla uyumlu şekilde lokal bir etki göstermektedir. Aynı inklinasyonda SS tel kullanıldığında maksimum değer 19,532 MPa’ya ulaştığından, TMA tel kullanımı 15° inklinasyonda yerleştirilen Damon Ultima braket için gerilme büyüklüğünü yaklaşık %46,8 oranında azalmıştır. 10° Damon Ultima ile kullanılan TMA modeliyle karşılaştırıldığında (11,203 MPa), 15°’lik TMA konfigürasyonunda gerilmenin hafifçe daha düşük olduğu ve yaklaşık %7,3’lük ek bir azalma sağlandığı görülmektedir (Şekil 4.136.).

- **Yer Değiştirme**

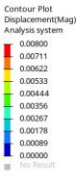
Bu modelde kaydedilen en yüksek deplasman 0,00337 mm olup kök/apikal uçta izlenmekte, apeksten insizal kenara doğru giderek azalan, düzenli bir deplasman gradyanı sergilemektedir. 15° Damon Ultima ve SS tel kombinasyonunda kök ucunda kaydedilen deplasmanı 0,00607 mm olduğundan, TMA tel kullanımı aynı inklinasyon düzeyinde deformasyon büyüklüğü yaklaşık %44,5 oranında düşmektedir (Şekil 4.137.).

- **Moment Değeri**

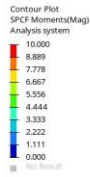
Braket bölgesinde hesaplanan moment büyüklüğü 3,004 N mm’dir. Aynı açıda SS tel kullanıldığında moment 6,695 N mm yükselmektedir. Bu da TMA tel kullanıldığında yaklaşık %55,1’lik belirgin bir moment düşüşüne işaret etmektedir. 10° Damon Ultima ve TMA konfigürasyonunda moment 3,171 N mm olarak bulunmuş olup, 15°’lik TMA modelinde moment büyüklüğü buna kıyasla yaklaşık %5,3 oranında daha düşüktür (Şekil 4.138.).



Şekil 4.136. Damon Ultima-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.137. Damon Ultima-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.138. Damon Ultima Braket-15° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment

4.2.23 Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-SS Tel

- **Von Mises Stres Dağılımı**

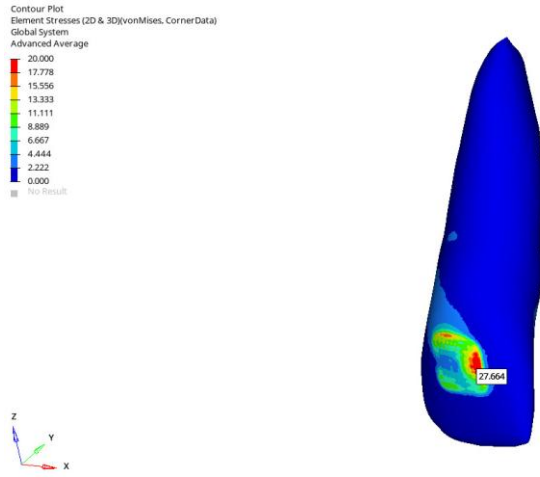
En yüksek gerilme 27,66 MPa ile dişin servikal yüzeyinde, braket komşuluğundaki periodontal bölgede yoğunlaşmaktadır. Diğer bölgelerde gerilme düşüktür, sıcak bölge sınırlı bir alana toplanmıştır. Aynı açıda Pitts21 PRO SS modelinde tepe değer 24,598 MPa, Damon Ultima SS modelinde ise 19,532 MPa olarak saptandı. Dolayısıyla 15° inklinasyonda test edilen pasif kapaklı sistemler karşılaştırıldığında, Carriere SLX 3D en yüksek gerilme düzeyini üretirken, Damon Ultima en düşük stres konsantrasyonuna sahip sistem olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.139.).

- **Yer Değiştirme**

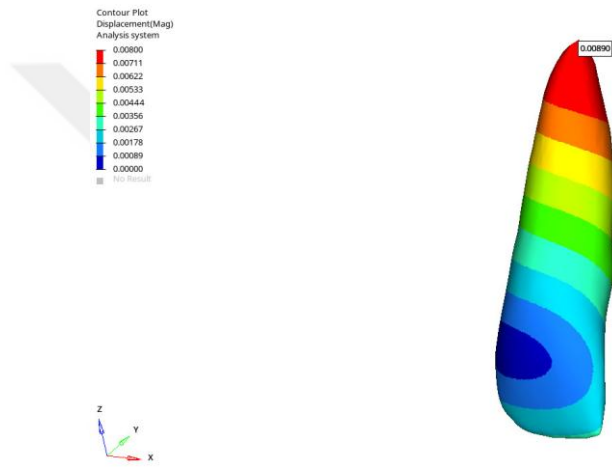
Bileşke yer değiştirme 0,00890 mm ile kök ucunda maksimumdur. Deplasman kökten krona doğru kademeli olarak azalmaktadır. Pitts21 PRO SS için aynı açıda 0,00796 mm, Damon Ultima SS için 0,00607 mm ölçüldü. Bu açıdan bakıldığında, 15° inklinasyonda Carriere SLX 3D en fazla kök ucu deplasmanı gözlenirken, Damon Ultima nispeten sınırlı bir yer değiştirme profili sergilemektedir (Şekil 4.140.).

- **Moment Değeri**

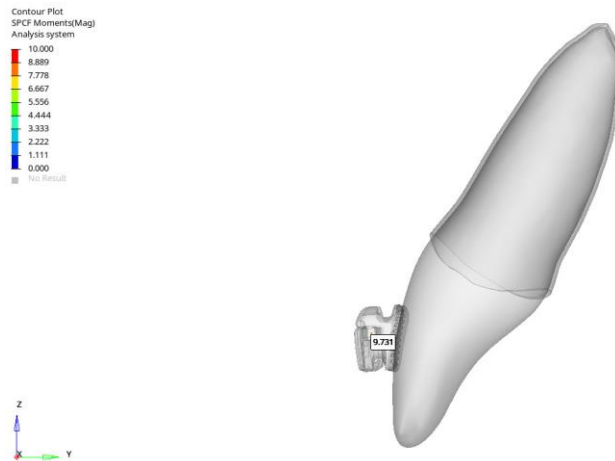
Carriere SLX 3D – 15° SS modelinde aktarılan momentin büyüklüğü 9,731 N mm düzeyindedir. Pitts21 PRO SS modeli 9,123 N mm ile buna oldukça yakın, Damon Ultima SS modeli ise 6,695 N mm ile daha düşük moment üretmektedir (Şekil 4.141.).



Şekil 4.139. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.140. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme



Şekil 4.141. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri

4.2.24 Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-TMA Tel

- **Von Mises Stres Dağılımı**

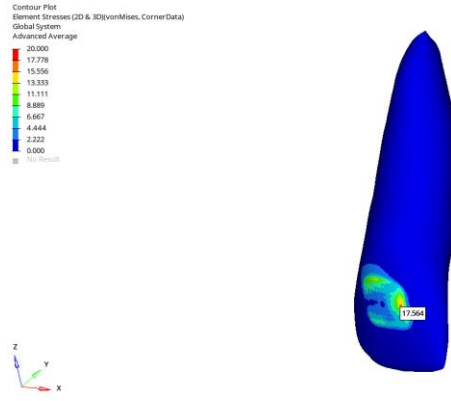
Bu konfigürasyonda maksimum von Mises gerilmesi 17,564 MPa olarak saptandı. En yüksek gerilme, dişin servikalinde yoğunlaşmakta; sıcak renklerin bu bölgede kümелendiği görülmektedir. Bu alanın çevresinde, hem mezio-distal yönde hem de serviko-kronal hat boyunca gerilme değeri kademeli biçimde azalmaktadır. 15° SS Carriere SLX 3D modeline kıyasla (27,664 MPa) TMA tel kullanımı yaklaşık %36,5 oranında daha düşük gerilme ile sonuçlanmıştır (Şekil 4.142.).

- **Yer Değiştirme**

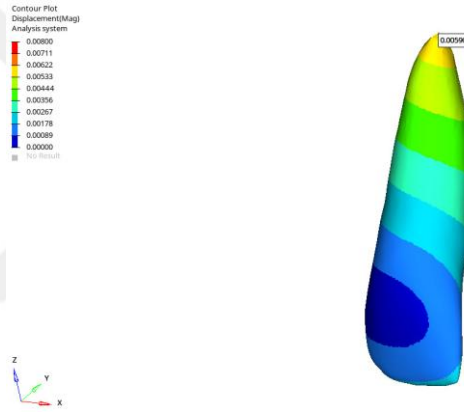
Bileşke yer değiştirme büyüklüğünün en yüksek değeri 0,00590 mm olup apikal bölgede kaydedildi. SS tel kullanılan 15° Carriere SLX 3D modelinde deplasman 0,00890 mm olduğundan, TMA tel ile yaklaşık %33,7 oranında bir azalma söz konusudur (Şekil 4.143.).

- **Moment Değeri**

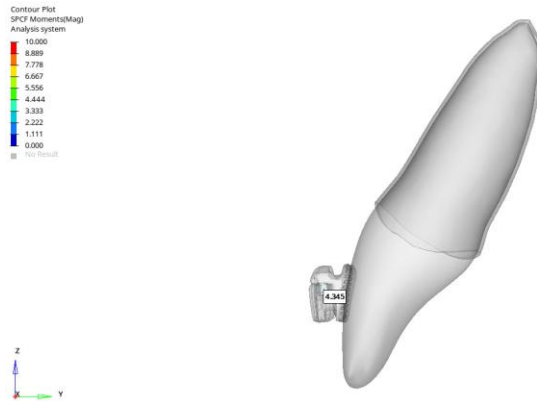
Carriere SLX 3D'de 15° TMA tel kullanımı sonucu oluşan tork momenti 4,345 N mm olarak saptanmıştır. 15° SS Carriere SLX 3D konfigürasyonuna göre kök çevresindeki Von Mises gerilmesini ve kron seviyesindeki deplasmanı anlamlı biçimde azaltırken, braket-tel arayüzünde oluşan momenti yaklaşık yarı yarıya düşürmektedir (Şekil 4.144.).



Şekil 4.142. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.143. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-TMA Tel Yer Değiştirme



Şekil 4.144. Carriere SLX 3D-15° İnklinasyon-TMA Tel Moment Değeri

4.2.25 Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

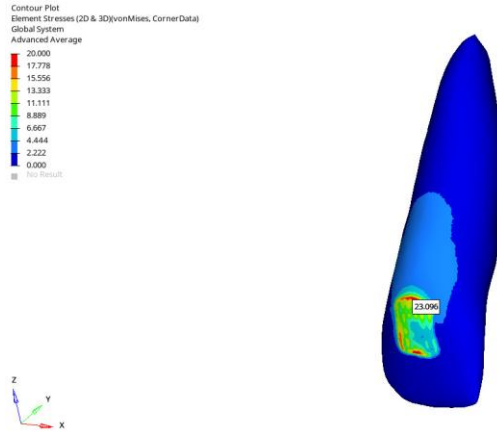
En yüksek eşdeğer gerilme 23,096 MPa olup, dağılım braket çevresi ve servikal bölgeye yakın alanlarda yoğunlaşmaktadır. Kalan kök ve kuron yüzeylerinde gerilme düzeyleri belirgin biçimde düşüktür. Değişen inklinasyonlara göre SS tel kullanılarak oluşturan modellerden elde edilen verilere bakıldığında, bu değer 0°'deki 27,417 MPa'a göre yaklaşık %15,8, 5°'de elde edilen 26,408 MPa değerine göre yaklaşık %12,5, 10° inklinasyonda kaydedilen 25,615 MPa değerine göre %9,8 oranında, 15° modelindeki 24,598 MPa değerine göre ise %6,1 oranında azalma tespit edilmektedir. Açı 0°'den 20°'ye değiştiğinde Pitts21 PRO ve SS kombinasyonunda Von Misses stres düzeyi kademeli fakat belirgin biçimde düşmektedir (Şekil 4.145.).

- **Yer Değiştirme**

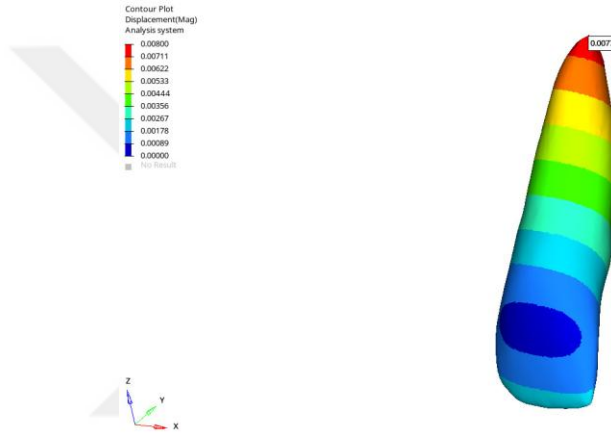
Bileşke yer değiştirme 0,00772 mm ile yine apikal bölgede en yüksek değerine ulaşmıştır. 0°'deki 0,00856 mm'ye göre yaklaşık %9,8, 5° inklinasyonda kaydedilen 0,00843 mm değerine göre %8,4, 10°'deki 0,00824 mm değerine göre %6,3, 15°'deki 0,00796 mm'ye göre ise %3 civarında bir azalma söz konusudur. Pitts21 PRO ve SS sisteminde 10°–20° aralığında deplasmanın artık katlanarak değil, plato eğilimine yakın bir seyir izlediğini gözlenmektedir yani belirli bir açıdan sonra deformasyon genliği nispeten stabil kalmaktadır (Şekil 4.146.).

- **Moment Değeri**

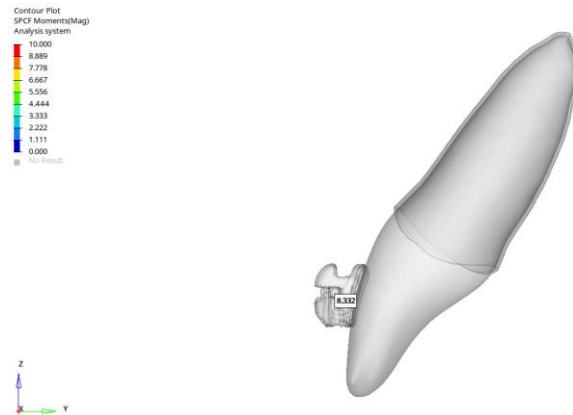
Braket bölgesinde hesaplanan momentinin büyüklüğü 8,332 N mm'dir. Bu değer, 0°'deki 9,768 N mm'ye göre yaklaşık %14,7, 5° açıda ölçülen 9,583 N mm değerine göre %13, 10° açının 9,459 N mm değerine kıyasla %11,9 oranında 15°'teki 9,123 N mm'ye göre ise %8,7 oranında daha düşüktür (Şekil 4.147.).



Şekil 4.145. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.146. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.147. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.26 Pitts21 PRO Braketi-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Gerilmesi**

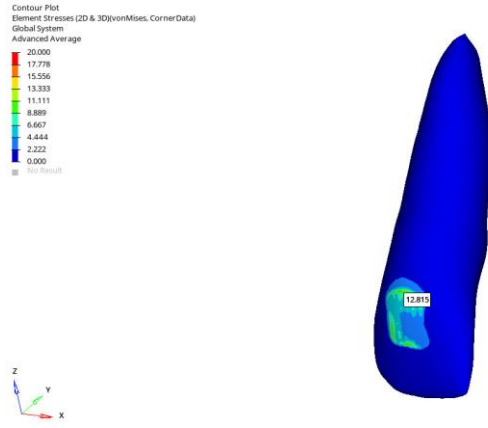
Maksimum eşdeğer gerilme yaklaşık 12,815 MPa'dır. Bu, SS tele kıyasla yaklaşık %44,5'lik bir azalma anlamına gelmektedir. Dolayısıyla 20° inklinasyonda bile, TMA kullanımı kök çevresindeki stresleri neredeyse yarı yarıya azaltmakta; gerilme bandını daha soluk ve daha homojen hâle getirmektedir. Braket çevresi ile servikal kök yüzeyi, beklendiği şekilde başlıca yük aktarım bölgeleridir (Şekil 4.148.).

- **Yer Değiştirme**

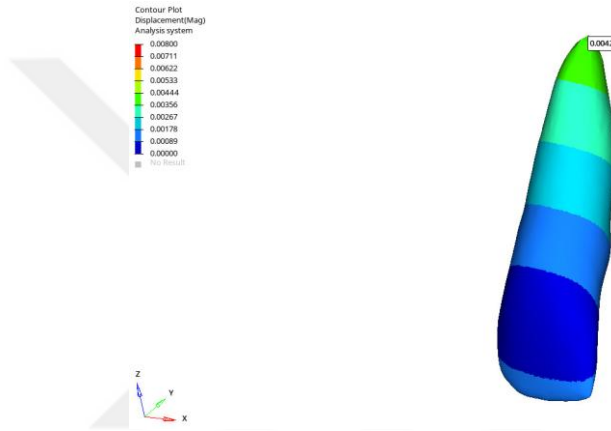
20° açıda TMA tel kullanıldığında deplasman 0,00426 mm'ye düşmektedir. SS tel değerine göre bu, yaklaşık %44,8'lik bir azalma demektir. Deplasman paterninin yönü değişmemekte, ancak genlik ciddi şekilde baskılanmaktadır (Şekil 4.149.).

- **Moment**

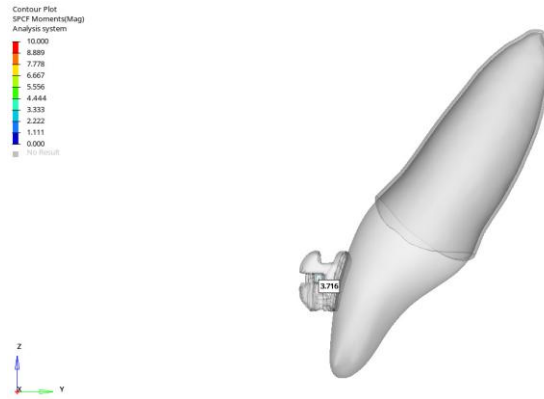
20° açıda TMA tel ile moment değeri 3,716 N mm'ye inmektedir. Bu, SS tele göre yaklaşık %55,4'lük bir azalma anlamına gelir. Yani TMA kullanımı 20° gibi yüksek inklinasyonda bile tork momentini yarıdan fazla azaltmaktadır (Şekil 4.150.).



Şekil 4.148. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.149. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.150. Pitts21 PRO-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.27 Damon Ultima-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

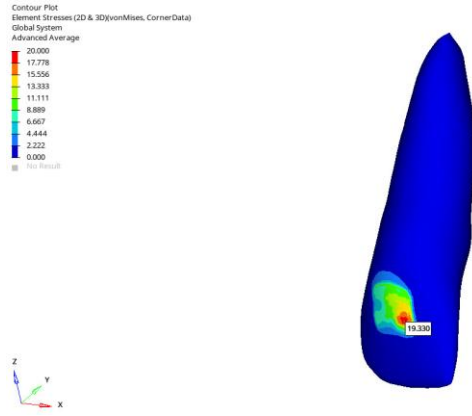
Zirve gerilme değeri 19,330 MPa'dır. Stres alanı braketin altında kalan alanda dar bir zon oluşturmaktadır. Aynı inklinasyon ve tel kullanılarak oluşturulan Pitts21 Pro modeline göre %16,3 daha düşük, Carriere SLX 3D'ye göre (25,238 MPa) ise %23,4 daha düşük gerilme üretmektedir (Şekil 4.151.).

- **Yer Değiştirme**

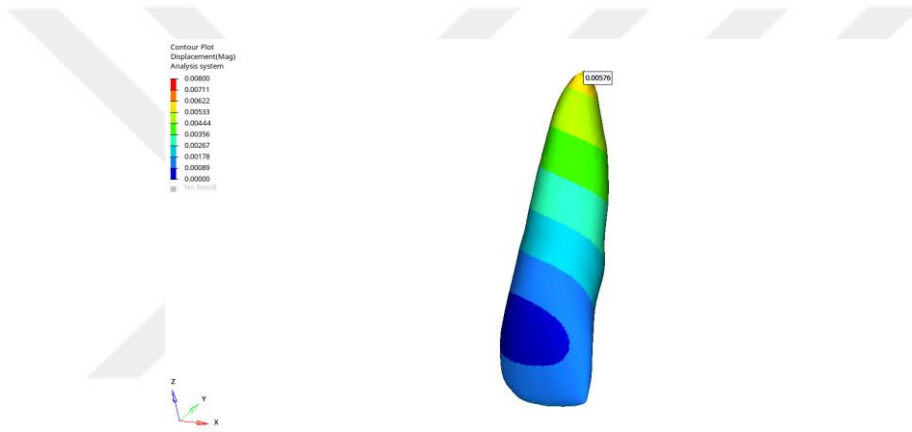
Bileşke yer değiştirme en yüksek 0,00576 mm değerle apikal uçta kaydedilmiştir. Pitts21 PRO'nun 0,00772 mm değerine kıyasla %25,4 daha az, Carriere SLX 3D'nin 0,00860 mm'sine göre %33,0 daha az yer değiştirme gözlenmiştir (Şekil 4.152.).

- **Moment**

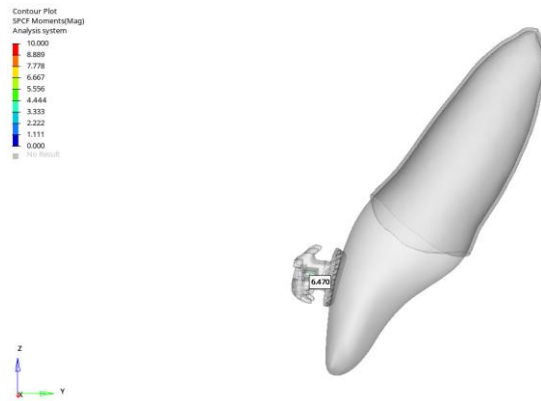
Braket bağlantısında ölçülen moment büyüklüğü 6,470 N mm'dir. Bu değer Pitts21 PRO'nun (8,332) %22,3 altındadır, Carriere SLX 3D'nin (9,490) ise %31,8 altında kalmaktadır. Damon Ultima'nın aynı inklinasyonda daha az tork momenti oluşturduğu görülmektedir (Şekil 4.153.).



Şekil 4.151. Damon Ultima-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.152. Damon Ultima-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.153. Damon Ultima-20° İnklinasyon-SS Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.28 Damon Ultima-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı

- **Von Mises Stres Dağılımı**

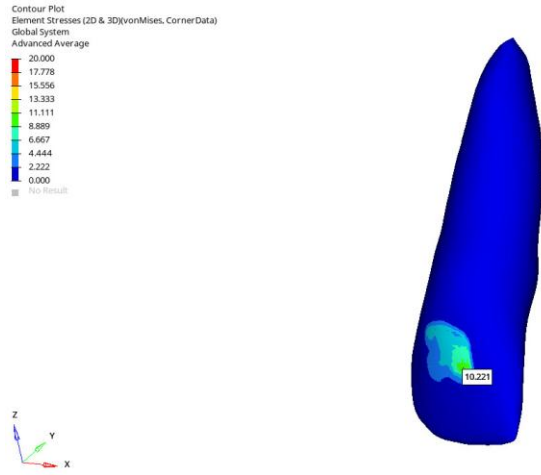
TMA telde tepe gerilme 10,221 MPa olup, SS tele kıyasla belirgin şekilde daha düşüktür (%47,1 azalma). Gerilme dağılımı braket çevresinde lokalize olup insizale ve kök apikaline doğru hızla azalan daha yumuşak bir gerilme geçişi göstermektedir. Pitts21 PRO'ya göre 12,815 MPa'nın %20,2 altında, Carriere SLX 3D'nin 16,234 MPa'sının ise %37,1 altında seyretmektedir (Şekil 4.154.).

- **Yer Değiştirme**

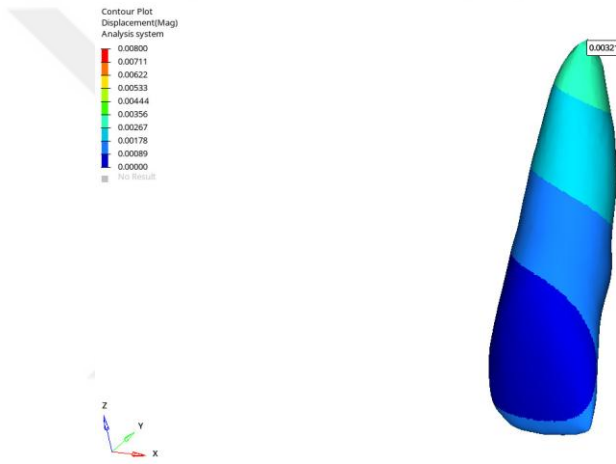
Bileşke yer değiştirme kök/apikal uçta maksimum 0,00321 mm'dir. Pitts21 PRO'nun 0,00426 mm değerine göre %24,6, SLX 3D'nin 0,00565 mm'sine göre %43,2 daha düşük deplasman oluşmaktadır (Şekil 4.155.).

- **Moment**

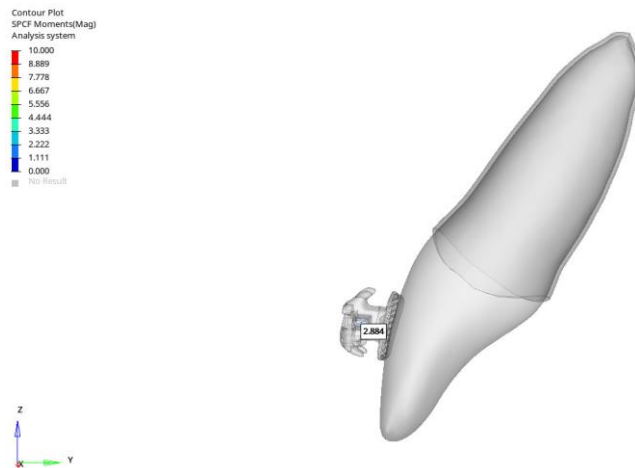
TMA telde moment büyüklüğü 2,884 N mm'dir olup, SS tele göre %55,4 düşüş göstermektedir. İnklinasyonun aynı olduğu Pitts21 PRO'nun 3,716 değerine göre %22,4, Carriere SLX 3D'nin 4,235 değerine göre %31,9 daha düşüktür. Tüm modeller göz önüne alındığında Damon Ultima ve TMA kombinasyonu 20° proklinasyon altında en düşük tork iletimi sağlayan konfigürasyon olarak öne çıkmaktadır (Şekil 4.156.).



Şekil 4.154. Damon Ultima-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.155. Damon Ultima-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Yer Değiştirme



Şekil 4.156. Damon Ultima-20° İnklinasyon-TMA Tel Kullanımı Moment Değeri

4.2.29 Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-SS Tel

- **Von Mises Stres Dağılımı**

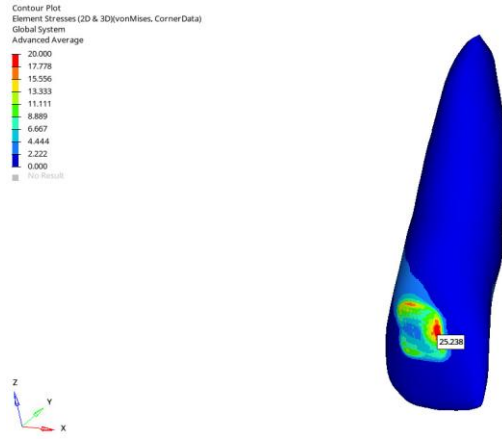
Carriere SLX 3D’de 20° inklinasyonda SS tel ile en yüksek Von Mises gerilmesi 25,238 MPa düzeyindedir. Pitts21 PRO (23,096 MPa) ve Damon Ultima’ya (19,330 MPa) kıyasla 20° simülasyonunda en yüksek gerilme Carriere’de görülmektedir (Şekil 4.157.).

- **Yer Değiştirme**

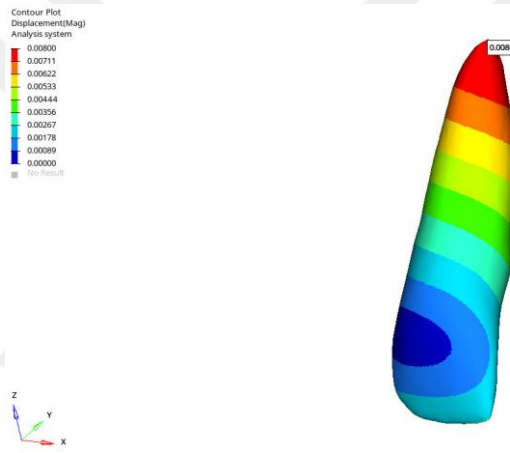
Carriere SLX 3D’de 20° inklinasyonda SS tel ile maksimum deplasman 0,00860 mm’dir. Bu değer, Pitts21 PRO’nun 0,00772 mm ve Damon Ultima’nın 0,00576 mm’lik deplasmanından daha yüksek izlenmektedir (Şekil 4.158.).

- **Moment Değeri**

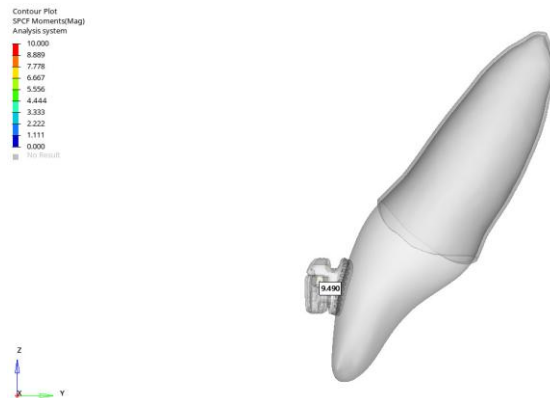
Carriere SLX 3D’de 20° SS tel ile braket seviyesinde oluşan moment büyüklüğü 9,490 N mm ölçülmüştür. Aynı inklinasyonda Pitts21 PRO’da 8,332 Nmm, Damon Ultima’da 6,470 N mm saptanması, 20°’de Carriere’nin en yüksek tork momentini üreten sistem olduğunu göstermektedir (Şekil 4.159.).



Şekil 4.157. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-SS Tel Von Mises Stres Dağılımı



Şekil 4.158. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-SS Tel Yer Değiştirme



Şekil 4.159. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-SS Tel Moment Değeri

4.2.30 Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-TMA Tel

- **Von Mises Gerilmesi**

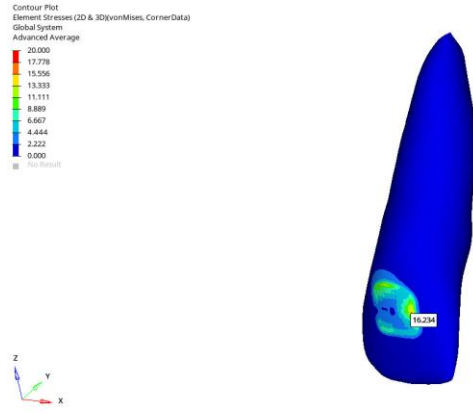
20° İnklinasyonda TMA tel kullanıldığında Carriere SLX 3D’de maksimum Von Mises gerilmesi 16,234 MPa’ya gerilemektedir. Aynı açıda Pitts21 PRO’da 12,815 MPa, Damon Ultima’da 10,221 MPa ölçülmüş olması, TMA tel kullanılsa bile Carriere mimarisinin 20° inklinasyonda üç sistem içinde en yüksek stres değerini ürettiğini göstermektedir (Şekil 4.160.).

- **Yer Değiştirme**

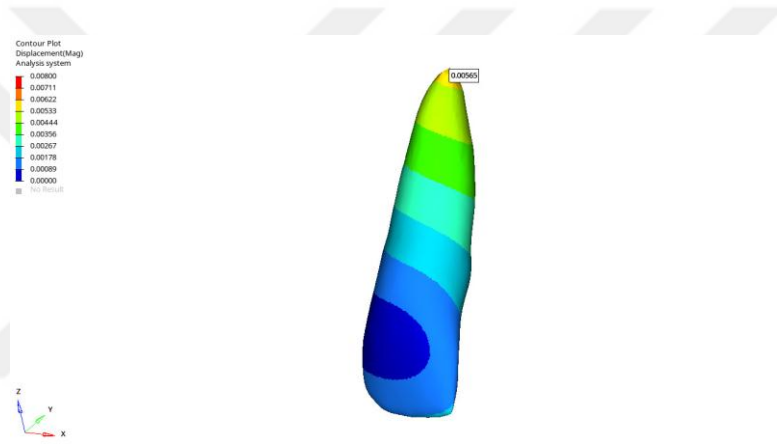
TMA tel ile 20° inklinasyonda Carriere SLX 3D ile oluşturulan modelde kök ucu deplasmanı 0,00565 mm’ye düşüyor. Pitts21 PRO’da 0,00426 mm, Damon Ultima’da 0,00321 mm olması, daha düşük rijitlikte tel kullanıldığında da Carriere’nin diğer iki sistemden daha fazla kök ucu deplasmanına izin verdiğini ortaya koymaktadır. TMA’ya geçişle birlikte her üç braket için de deplasman azalmasına rağmen, Carriere’deki azalma Pitts ve Damon’a göre daha sınırlı kalarak göreceli farkın korunmasına neden olmaktadır (Şekil 4.161.).

- **Moment**

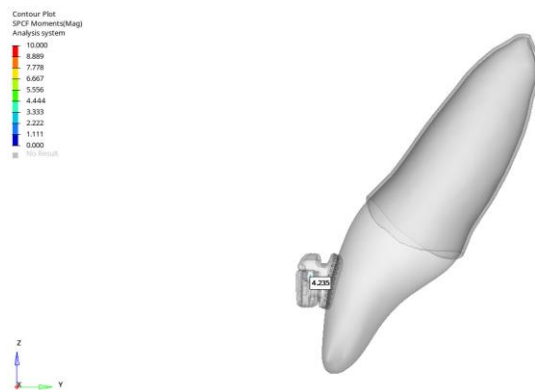
TMA tel kullanıldığında Carriere SLX 3D’de moment değeri 4,235 N mm’ye gerilmektedir. Buna karşın Pitts21 PRO’nun 3,716 N mm, Damon Ultima’nın 2,884 N mm üretmesi, elastik modülü düşük tele geçildiğinde de Carriere’nin tork momenti bakımından üst seviyede kaldığını ve tork iletimini görece daha etkin sürdürdüğünü düşündürmektedir (Şekil 4.162.).



Şekil 4.160. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-TMA Tel Von Mises
Stres Analizi



Şekil 4.161. Carriere SLX Braketi-20° İnklinasyon-TMA Tel
Yer Değiştirme



Şekil 4.162. Carriere SLX 3D-20° İnklinasyon-TMA Tel
Moment Değeri

Farklı inklınasyonlarda hesaplanan Von Mises gerilmesi, yer değiştirme ve moment değerleri Tablo 4.7.–4.12. arasında ayrıntılı olarak sunulmuştur.

Tablo 4.7. SS Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Von Mises Gerilmeleri

	Pitts21 PRO MPa	Damon Ultima MPa	Carriere SLX 3D MPa
0°	27,417	21,693	33,778
5°	26,408	20,617	29,822
10°	25,615	20,034	28,730
15°	24,598	19,532	27,664
20°	23,096	19,330	25,238

Tablo 4.8. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Von Mises Gerilmeleri

	Pitts21 PRO MPa	Damon Ultima MPa	Carriere SLX 3D MPa
0°	14,861	12,227	20,925
5°	14,528	11,363	19,202
10°	13,775	11,203	18,692
15°	13,640	10,390	17,564
20°	12,815	10,221	16,234

Tablo 4.9. SS Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Yer Değiştirme Değerleri

	Pitts21 PRO mm	Damon Ultima mm	Carriere SLX 3D mm
0°	0,00856	0,00681	0,00945
5°	0,00843	0,00641	0,00918
10°	0,00824	0,00615	0,00909
15°	0,00796	0,00607	0,00890
20°	0,00772	0,00576	0,00860

Tablo 4.10. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Yer Değiştirme Değerleri

	Pitts21 PRO mm	Damon Ultima mm	Carriere SLX 3D mm
0°	0,00469	0,00367	0,00647
5°	0,00462	0,00363	0,00616
10°	0,00453	0,00343	0,00607
15°	0,00439	0,00337	0,00590
20°	0,00426	0,00321	0,00565

Tablo 4.11. SS Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Tork Momenti Değerleri

	Pitts21 PRO N mm	Damon Ultima N mm	Carriere SLX 3D N mm
0°	9,768	8,002	11,105
5°	9,583	7,452	10,642
10°	9,459	7,121	10,045
15°	9,123	6,695	9,731
20°	8,332	6,470	9,490

Tablo 4.12. TMA Tel ile Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D Braketlerinde Tork Momenti Değerleri

	Pitts21 PRO N mm	Damon Ultima N mm	Carriere SLX 3D N mm
0°	4,356	3,548	4,958
5°	4,274	3,330	4,752
10°	4,219	3,171	4,485
15°	4,069	3,004	4,345
20°	3,716	2,884	4,235

5. TARTIŞMA

5.1 Çalışmanın Amacı

Kesici dişlerin tork kontrolü, modern ortodontik tedavinin hem estetik hem de fonksiyonel başarısı açısından temel belirleyicilerden biri olarak kabul edilmektedir. Maksiller santral dişler gülüş estetiğinin en görünür elemanı olduğundan, bu dişlerde elde edilen labiolingual eğimin doğruluğu yalnızca dudak desteği ve profil estetiği üzerinde değil; aynı zamanda artikülasyon, periodontal yük dağılımı, overjet/overbite ilişkisi ve uzun dönem stabilite üzerinde de doğrudan etkili olmaktadır (Proffit ve ark., 2018; Sarver, 2001).

Özellikle güncel tedavi yaklaşımlarında giderek daha fazla önem kazanan Gülümseme Arkının Korunması Protokolü, kesici diş torkunun yalnızca bir biyomekanik değer değil, aynı zamanda estetik sonuçları belirleyen kritik bir faktör olduğunu göstermektedir. Tork kaybı veya aşırı tork, gülüş arkının bozulmasına ve tedavi sonrası memnuniyetsizlik oranının artmasına neden olabilmektedir (Sarver ve Ackerman, 2003)

Pitts (Pitts, 2017) gülümseme arkını “üst anterior dişlerin insizal kenarlarının alt dudak konturuyla paralel olması gereken temel estetik bir parametre” olarak açıklamakta ve ideal gülüş planlamasında üst keser dişlerin pozisyonunun kritik belirleyici olduğunu vurgulamaktadır. Gülümseme arkının ortodontik tedavilerde “düzleşme eğiliminde” olduğu ve geleneksel braket yerleşim protokollerinin seviyeleme aşamasında bu estetik değeri sıklıkla azalttığı belirtilmektedir. Pitts özellikle, maksiller anterior braketlerin geleneksel sistemlere kıyasla daha gingivale yerleştirilmesinin hem gülümseme arkını korumak hem de üst keserlerin insizal kenarlarının alt dudak konturu ile uyumlu bir konveks hat oluşturmasını sağlamak için gerektiğini ifade etmektedir. Ayrıca Gülümseme Arkının Korunması Protokolüne göre yerleştirilen braketlerin yalnızca estetik açıdan değil, aynı zamanda biyomekanik açıdan da avantaj sağladığı, tel düzleminin daha yukarıdan geçirilmesiyle üst keser dişlerin kontrollü şekilde ekstrüze olduğu bildirilmiştir.

Diş hareketinin kontrolünde kritik rol üstlenen braketler, yalnızca ark teline temas eden pasif bir bağlantı noktası değil, uygulanan kuvvetlerin yönünü ve etkinliğini belirleyen kritik bir mekanik bileşendir. Aynı zamanda tedavi etkinliği, estetik ve hasta konforu açısından da stratejik bir rol oynamaktadır. Günümüzde,

Üretici firmalar estetik beklentilerin artması, tedavi sürelerinin kısılması ve hasta deneyiminin iyileştirilmesi gibi değişen ihtiyaçlara yanıt olarak braket tasarımlarında sürekli yenilikler yapmaktadır. Braket sistemlerinde metalden seramiğe, pasif kapaklı tasarımlardan dijital üretim ve kişiye özel tasarlanan braketlere kadar uzanan geniş bir evrim gözlemlenmiştir. Üreticiler her yeni nesilde daha az sürtünme, daha yüksek mekanik kontrol, hacmi azaltılmış, daha ince braket formu gibi iddialarla yeni modeller sunmaktadır (Mundhada ve ark., 2023). Bu çalışmada ele alınan Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D modern pasif kapaklı braket sistemleri birbirinden farklı tasarım anlayışlarını temsil ettikleri için tercih edilmiştir. Pitts21 PRO, tork kontrolünü güçlendirmeyi amaçlayan kare slot yapısı ve gülümseme arkını korumaya yönelik daha gingival yerleşim felsefesiyle dikkat çekmektedir (Pitts21 PRO Self-Ligating Bracket System, 2025). Damon Ultima ise telin slot içerisinde iki karşılıklı yzeeye eş zamanlı temas etmesi ve bu sayede torkun daha erken aktive olmasını ve daha stabil iletilmesini amaçlayan bir tasarım olarak piyasaya srlmştir. Ultima, tel-slot uyumunu optimize eden paralel kenar slot geometrisiyle, tork iletiminde daha öngörülebilir ve kontrollü bir temas hedefleyen farklı bir yaklaşım sunmaktadır (Ormco, 2025). Carriere SLX 3D sisteminin, üretici firma tarafından bildirildiğine göre, hassas tork değerleri, optimize edilmiş in/out kalınlıkları ve slot derinlikleri ile tasarlandığı, daha az hacimli gövde yapısı ve tel-braket etkileşiminin üç boyutlu olarak daha etkin gerçekleşmesini sağlayan geometrik düzenlemeleri sayesinde tel büküm ihtiyaını en aza indirmeyi hedeflediği belirtilmektedir (Henry Schein Orthodontics, 2024). Bu üç braket tipinin birlikte değerlendirilmesi, güncel kapaklı braket tasarımlarının tork üretimi ve iletimine ilişkin farklı bakış açılarını karşılaştırmalı olarak inceleme fırsatı sağlamaktadır.

Literatürde, tork iletiminin hem braketin diş üzerindeki dikey yerleşiminden hem de dişin başlangıç inklinasyonundan önemli ölçüde etkilendiği gösterilmiştir. Farklı çalışmalarda, braketin servikal veya insizal yönde yerleşim seviyesinin değiştirilmesinin tel-slot temas ilişkisini değiştirdiği, bunun da hem üretilen tork momentinin büyüklüğünü hem de periodontal dokulara iletilen gerilme dağılımını etkilediği belirtilmektedir (M. Bernisha, Gyanda ve ark., 2024; Sardarian ve ark., 2014). Benzer şekilde, dişin başlangıç labiolingual eğimi arttıķa telin slot duvarlarına temas ettiği aı ve temasın başladığı nokta değişmekte, bu da kök çevresindeki stres alanlarının ve moment oluşumunun doğrudan değiştiğini

göstermektedir (Satapathy ve ark., 2024). Bu nedenle, braket yüksekliğinin ve başlangıç inklinasyonunun tork iletimi üzerindeki bu belirgin etkileri, güncel kapaklı braket sistemlerinde nasıl bir biyomekanik yanıt oluşturduğunun ayrıntılı olarak değerlendirilmesini gerekli kılmaktadır. Bu çalışma, literatürde tanımlanan bu etkileşimleri üç farklı pasif kapaklı braket sistemi üzerinde sistematik biçimde incelemekte, braket tasarımının ve yerleşim parametrelerinin tork davranışını nasıl şekillendirdiğini ortaya koymayı amaçlamaktadır.

Sardarian ve arkadaşlarının (Sardarian ve ark., 2014) maksiller santral keser dişler üzerinde gerçekleştirdiği bir çalışma, braketin dikey konumunun diş aktarılan tork momentinin büyüklüğü ile periodontal ligamentte oluşan gerilme ve basınç alanlarını anlamlı biçimde etkilediğini göstermiştir. Araştırmada, braketin insizal kenardan 5 mm gingival yerleşim yüksekliğinden 1 mm'lik sapmaların dahi tork momenti ve PDL streslerinde klinik açıdan önemli değişiklikler oluşturduğu raporlanmıştır. Bu bulgular, dikey konumlandırmanın kök kontrolü ve rezorpsiyon riskinin azaltılması açısından kritik bir planlama parametresi olduğunu ortaya koymaktadır.

Bernisha ve arkadaşları (M. Bernisha, Gyanda ve ark., 2024) yaptığı çalışmada pasif kapaklı braketlerde (Pitts21 ve Damon Q) farklı yapıştırma yüksekliklerinde tork momentini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Braket tasarımı, slot geometrisi, tel-slot boşluğu ile tork eşik değerinin belirlediğini ve bu belirleyicilerin tork momentinde sistematik farklılıklara yol açtığını bildirmişlerdir.

Satapathy ve arkadaşları (Satapathy ve ark., 2024) çalışmalarında, pasif kapaklı braketlerde (Pitts21 ve Damon Q) farklı kesici diş inklinasyonlarında (0° – 20°) tork momenti, toplam deformasyon ve von Mises gerilmesinin 3B sonlu elemanlar analizi ile nasıl değiştiğini karşılaştırmalı olarak incelemeyi amaçlamışlardır. Bulgularına göre başlangıç inklinasyonu tork gereksinimini ve iletimini belirlemekte, inklinasyon 0° 'den 20° 'ye arttıkça tork momenti sistematik biçimde azalmaktadır. Buna eşlik eden deformasyon ve gerilme paternlerinde anlamlı değişimler gözlenmektedir.

Arreghini ve arkadaşları (Arreghini ve ark., 2014) tork iletimini değerlendirmek amacıyla iki farklı slot yüksekliğine sahip toplam sekiz braket modeli incelenmiştir. Konvansiyonel 0,022" slotlu braketler arasında Victory (3M Unitek, ABD), SFP (Lancer, ABD), Ovation (GAC Dentsply, ABD), D.B. Standard (Leone, İtalya) ve Damon (Ormco, ABD) yer alırken; aktif kapaklı braket tasarıma

sahip Nexus (Ormco, ABD) da bu gruba dâhil edilmiştir. Ayrıca 0,018'' slot yüksekliğine sahip STB (Ormco, ABD) ve Resolve 2D (GAC Dentsply, ABD) braketleri de değerlendirmeye alınmıştır. Çalışmada bu braketler, paslanmaz çelikten TMA ve NiTi varyantlarına kadar uzanan farklı materyal ve kesitlerde toplam 24 ark teli ile test edilmiştir; bu teller 0,016×0,016'dan 0,021×0,025'e uzanan kare ve dikdörtgen kesitli paslanmaz çelik teller, TMA teller, CuNiTi teller ve farklı elastik modüllere sahip NiTi telleri kapsamaktadır. Sonuçlara göre imalat kaynaklı ölçü sapmaları ve tel-slot boşluğu torkun başlaması için gereken eşik değer üzerinde belirleyicidir. Telin rijitliği ve kesiti arttığında hem aktarılabilen tork momenti büyümekte hem de tam temas eşiğine daha erken ulaşıldığından tork momenti daha erken ortaya çıkmaktadır.

Attia ve arkadaşlarının (Attia ve ark., 2018) çalışmalarında, Damon Q (Ormco, ABD), Carriere SLX (Henry Schein Orthodontics, ABD) ve SmartClip (3M Unitek, ABD) braketlerini karşılaştırmalı olarak incelemiş ve slot tabanı ölçümleri açısından Carriere SLX'in üretici bildirimine en yakın değerleri sunduğunu, Damon Q'nun ise en yüksek sapmayı gösterdiğini bildirmiştir. Bu bulgu tel-slot boşluğu ve dolayısıyla tork momenti açısından boyutsal hassasiyetin önemini desteklemektedir.

Thomas ve arkadaşları (Thomas ve ark., 2024) çalışmalarında, torku slota entegre pasif kapaklı Damon Ultima braketini ile torku braket tabanına entegre eden Damon Q2 braketini ve konvansiyonel Minidiamond (Ormco, ABD) braketleri arasında tork momentini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Ultima braket-slot yapısı yuvarlatılmış köşelere sahiptir. Ultima braketle beraber kullanılan romboid tel de aynı geometri ile uyumlu olacak şekilde tasarlanmıştır. Damon Ultima, torku slota entegre eden tasarımı sayesinde Q2'den çok daha yüksek tork iletmış ve konvansiyonel braket kadar etkili bulunmuştur. Tork iletiminin braket tasarımından güçlü biçimde etkilendiği, buna karşılık ark teli geometrisinin (dikdörtgen 0,019×0,025 SS ve romboid 0,019×0,0275 SS) tork ifadesi üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadığı gösterilmiştir.

Saraiva ve arkadaşlarının (Saraiva ve ark., 2024) çalışmalarında, farklı slot derinliklerine sahip pasif kapaklı braketlerden 0,022"×0,026" slota sahip H4 (OC Orthodontics, ABD) ve 0,022"×0,028" slota sahip Damon Q (Ormco, ABD) tork ifadesini in-vitro koşullarda karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Saraiva ve arkadaşları tork momentini değerlendirmek için braketleri üç boyutta sabit bir konuma

yerleştirmiş, 0,019×0,025’’ paslanmaz çelik telleri kontrollü bir sırasıyla 12°, 24° ve 36° döndürölmesiyle tel içinde tork oluşturmuşlardır. Telin dönməsi sonucu braket slot duvarlarında meydana gelen direnç, Instron üniversal test cihazı ile N mm cinsinden moment olarak kaydedilmiştir. Böylece tork iletimi yalnızca tel–slot etkileşimine bağılı olarak izole şekilde ölçölmüştür. Çalışmada 0,022’’×0,026’’ slot derinliğıne sahip H4 braketinin, 0,022’’×0,028’’ slotlu Damon Q brakete kıyasla anlamlı ölçüde daha fazla tel–slot boşluğu gösterdiği raporlanmıştır. Buna karşılık, 0,028’’ slot derinliğıne sahip Damon Q braketi, 24° ve 36° torsiyon açılarında H4’e göre belirgin derecede daha yüksek tork momenti üretmiştir.

Harsha ve arkadaşları (Harsha ve ark., 2024) farklı slot geometrilerinin tork iletimi üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla iki braket sistemini karşılaştırmışlardır. Çalışmada, konvansiyonel MBT braket (3M Unitek, 0,022×0,028’’ slot), 0,019×0,025’’ SS tel kombinasyonu ile Pitts 21 pasif kapaklı braket (OC Orthodontics, 0,021×0,021’’ slot), 0,020×0,020’’ SS tel kombinasyonu karşılaştırılmıştır. Ark teli, eksenı etrafında 5°, 10°, 15° ve 20° döndürölerek değerlendirildiğı koşullar altında analiz edilmiştir. SEA, tel–slot etkileşiminden kaynaklanan stres, deplasman ve moment değışimlerini nicel olarak değerlendirmeyi sağlamıştır. Bulgulara göre Pitts 21 sistemi hem daha yüksek tork momenti (20°’de 13,8 N mm) ve Von Mises stresleri hem de daha düşük tel-slot boşluğu sergilemektedir. MBT braketlerde ise tork ifadesi daha düşük (10,68 N mm) olmakla birlikte lateral ve santral keserlerde daha fazla proklinasyon ve daha fazla tipping hareketi gözlenmiştir.

Literatür, tork kontrolünün braket konumu ve dış eksenıyle yakından ilişkili olduğunu göstermektedir; ancak klinik kararları doğrudan yönlendirecek, aynı model üzerinde yükseklik, inklinasyon, braket tasarımı ve tel materyali etkileşimini birlikte değerlendiren bütöncöl analizlere gereksinim sürmektedir.

Mevcut literatür, genellikle braket yüksekliğı veya başlangıç inklinasyonu gibi değışkenleri birbirinden bağımsız olarak ele almaktadır. Bu nedenle, bu iki parametrenin aynı deneysel çerçevede, biri sabit tutulup diğeri sistematik biçimde değıştirilerek incelendiğı kapsamlı bir çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca önceki araştırmalar, çoğunlukla tek bir braket tipine veya belirli bir tel materyaline odaklanmış olup, literatürde Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D gibi farklı pasif kapaklı braket tasarımlarının hem paslanmaz çelik hem de TMA tellerle

SEA modeli altında karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine yönelik herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

5.2 Materyal ve Yöntem

Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D braketleri, pasif kapaklı sistemlerde tork iletimini şekillendiren üç farklı tasarım yaklaşımını temsil etmeleri nedeniyle bu çalışmada tercih edilmiştir. Damon Ultima'nın torku slota entegre eden optimize slot ve kapak geometrisi sayesinde tel ile slot arasındaki boşluğu belirgin şekilde azaltarak yüksek tork iletimi sağladığı daha önce rapor edilmiştir (Thomas ve ark., 2024). Damon Ultima, paralelkenar biçimli slotu ve özel oval kenarlı dikdörtgen tel profiliyle, aynı anda dört temas noktası oluşturarak braket ile tel arasındaki boşluğu azaltmayı amaçlar. Üretici klinik raporlarında, slot geometrisi değişikliğinin erken tork ve rotasyon kontrolüne katkısı vurgulanır (Ormco, 2023). Mevcut çalışmada Ultima braket, 5–8 mm yüksekliklerde ve farklı inklınasyonlarda incelenmiştir. Paralelkenar slot geometrisi ve tel eşleşmesinin tork moment büyüklüğüne etkisi, aynı sınır koşulları altında diğer kapaklı braket sistemleri ile karşılaştırılmıştır. Pitts21 PRO ise torkun braket tabanına entegre edildiği ancak braket pozisyonunun yüksekliğe duyarlı olarak biyomekanik sonuçları değiştirdiği bir pasif kapaklı braket tasarımına sahiptir (Bernisha ve ark., 2024). Pitts21 PRO, kare slot yapısı, azaltılmış slot derinliği ve tel-slot boşluğunu azaltmaya yönelik tasarımı sayesinde üretici verilerine göre tork iletiminde gelişmiş bir kontrol sunar (Pitts21 PRO Self-Ligating Bracket System, 2025). Bu tasarım detayları, dikdörtgen slotlu sistemlerle potansiyel mekanik farklılıkların olabileceğini düşündürmektedir. Bernisha ve arkadaşlarının (Bernisha ve ark., 2024) yaptığı çalışmada kare slota sahip Pitts 21 braket ile dikdörtgen slota sahip Damon Q braketinin üst santral kesicide oluşturduğu tork momenti SEA ve mikro CT temelli modelle karşılaştırmalı incelenmiştir. Bu çalışmada Pitts21 PRO farklı yapıştırma yükseklikleri ve 0°–20° inklınasyonlar altında değerlendirilmiştir. Kare slot geometrisinin tel ile slot arasındaki boşluğun tork kuvvetine etkisini moment, Von Mises gerilmesi ve bileşke deplasman üzerinden raporlanmıştır. Carriere SLX 3D, her diş grubu için optimize edilmiş tork değerleri, hassas in/out kalınlıkları, braket pozisyonlamasında doğruluğu artırmayı ve tel bükme gereksinimini azaltmayı amaçlayan modern bir pasif kapaklı sistemdir (Mundhada ve ark., 2023). Bu çalışmada SLX 3D, aynı tel alaşımları ve aynı yükleme altında Pitts21 PRO ve

Damon Ultima braketleri ile karşılaştırılmıştır. SLX'in gerilme profili, deplasman ve moment bulguları, özellikle braket yerleştirme yüksekliği ve başlangıç inklinasyonu faktörlerine duyarlılık açısından değerlendirilmiştir. Her üç sistemin tasarım farklılıklarının tork iletimi üzerinde etkili olabileceğine dair literatürde sınırlı bilgiler bulunsa da tork momenti açısından doğrudan kıyaslandıkları bir çalışma mevcut değildir. Bu eksiklik, braketlerin karşılaştırmalı analiz için uygun seçenekler olarak değerlendirilmesini sağlamıştır.

Bu çalışmada, farklı braket tipi, braket yüksekliği, kesici diş inklinasyonu ve tel materyali (SS/TMA) gibi değişkenlerin aynı sınır koşulları altında oluşturduğu Von Mises gerilmesi, yer değiştirme ve moment paternlerini invazif olmayan ve üç boyutlu olarak nicel biçimde karşılaştırmak için SEA tercih edildi. SEA periodontal ligament ve alveol kemiklerinde klinikte doğrudan ölçülemeyen stres, şekil değiştirme dağılımlarını görünür kılar. Böylece tork iletimi ve kök kontrolü gibi biyomekanik sonuçların mekanizmasını ayrıntılı değerlendirmeye olanak tanır. Bu yaklaşım ortodontik biyomekanikte uzun süredir kabul gören ve yaygın kullanılan bir standarttır.

SEA'nin PDL ve alveoler kemikte gerilme-gerinim analizlerinde yararlı bir araç olduğu belirtilmekle birlikte, PDL'nin lineer ve homojen varsayılması, kemik dokularının idealize edilmesi, biyolojik adaptasyonların modellenememesi ve sınır koşullarının klinik gerçeklikten sapması gibi önemli sınırlılıklarının olduğu bildirilmiştir (Cattaneo ve ark., 2005).

Ammar ve arkadaşlarının (Ammar ve ark., 2011) yaptığı çalışma, üç boyutlu görüntüleme verilerinden oluşturulan hastaya spesifik modeller aracılığıyla SEA'nin ortodontik tedavi planlamasına doğrudan entegre edilebileceğini ortaya koymaktadır. Araştırmacılar, kanin retraksiyonu sırasında farklı kuvvet uygulama noktalarını, kuvvet yönlerini ve ankraj seçeneklerini dijital olarak simüle etmiş ve bu değişkenlerin periodontal dokularda oluşan stres dağılımı ile başlangıç yer değiştirme paternleri üzerindeki etkisini nicel biçimde değerlendirmiştir. Elde edilen bulgular, kuvvet kolunun uzatılması gibi belirli biyomekanik düzenlemelerin kök çevresinde daha dengeli ve kontrollü bir hareket oluşturduğunu ve periodontal dokular üzerindeki yüklenmeyi anlamlı biçimde azalttığını göstermektedir. Buna karşın kuvvet yönü veya ankraj varyasyonlarındaki bazı değişikliklerin doku tepkisini kayda değer ölçüde değiştirmediğini tespit etmişlerdir. Çalışma genel olarak, hasta anatomisine dayalı bu tür sayısal analizlerin klinikte doğrudan

ölçülmesi zor olan doku yüklerini görünür kılarak ankraj seçimi ve kuvvet aktarım tasarımı gibi tedavi öncesi karar süreçlerini daha öngörülebilir ve rasyonel hale getiren etkili bir planlama yaklaşımı sunduğunu vurgulamaktadır.

Bu tez çalışmasında SEA metodunun tercih edilmesinin nedeni, klinikte doğrudan ölçülmesi güç olan tork ilişkili doku yüklerini görünür kılma hedefidir.

Tetrahedral elemanlarla ağ oluşturma'nın SEA uygulamalarında yerleşik bir tercih olduğu, diş kökü, PDL ve alveol arayüzlerinin kıvrımlı geometrisini doğru temsil etmek ve sayısal çözümde kararlı sonuçlar elde etmek amacıyla kullanıldığı bildirilmiştir (Zienkiewicz ve ark., 2005).

Mevcut çalışma da maksiller diş, PDL, kortikal ve spongios kemik kompleksini ayırt edecek şekilde modellenmiş ve tetrahedral ağ kullanılmıştır. Her bir analiz modeli (Model 01–27) ayrı bir mesh ile çözümlenmiş; düğüm ve eleman sayısının istatistikleri ilgili tabloda (Tablo 3.3.) ayrıntılı olarak raporlanmıştır. Bu seçim, kök yüzeyi ve PDL gibi yüksek kıvrımlı bölgelerde uyumlu ağ üretimi ve yakınsama açısından literatürle tutarlıdır.

Ağ yoğunluğu belirlenirken doğruluk ile maliyet dengesi gözetilmelidir. Eleman boyutunun küçülmesi çoğu zaman çözümün duyarlılığını artırsa da hesaplama maliyetini yükseltir ve sayısal dalgalanmaların klinik açıdan önemsiz olmasına rağmen farkın büyük algılanmasına yol açabilir. Bu nedenle kademeli eleman boyu azaltımı ve yakınsama incelemeleri sayesinde çözümün mesh bağımlılığı en aza indirilerek güvenilirlik sağlanmalıdır (Zienkiewicz ve ark., 2005). Bu çalışmada da ağ yoğunluğu, önce kademeli ağ inceltme denemeleri yapılarak belirlendi ve seçili çıktılardaki (ör. kök yüzeyindeki maksimum Von Mises gerilmesi, apikal referans deplasmanı, braket düzlemi momenti) değişim yakınsama eşiğinin altında kaldığında yoğunluk sabitlendi. Böylece, Analiz Modelleri 01–27 için kullanılan nihai mesh, çözümün kararlılığını korurken hesap maliyetini rasyonel düzeyde tuttu. Sonuçlar, farklı senaryolar (braket–tel, yükseklik, inklinasyon) arasında mesh bağımlılığı en aza indirilerek karşılaştırıldı.

Ortodontik SEA çalışmalarında diş sert dokuları ile alveol kemiği çoğunlukla doğrusal-elastik ve izotrop varsayılır. PDL ise üniform kalınlıkta bir tabaka olarak modellenir. Sistemik derlemeler ve çağdaş uygulamalar, PDL kalınlığının genellikle 0,20–0,30 mm aralığında, çoğu çalışmada 0,25 mm kabul edildiğini ve bu standardizasyonun çalışmalar arası karşılaştırılabilirliği artırdığını belirtmektedir (Zienkiewicz ve ark., 2005). Ayrıca PDL'nin viskoelastik yapısı,

zamana bağılı davranışı ve remodeling süreçleri, doğrusal-elastik kurulumların kapsamı dışında kalır. Bu nedenle SEA çıktılarının in-vivo ölçümler ya da laboratuvar testlerle desteklenmesi önerilir (Wu ve ark., 2018). Mevcut çalışmada da diş sert dokuları ve alveol kemik doğrusal-elastik, izotrop olarak tanımlanmıştır. PDL ise tüm dişler çevresinde 0,25 mm üniform kalınlıkla temsil edilmiştir. Bu idealizasyon, hastaya özel varyasyonu ölçmekte yetersiz kalsa da yükseklik, inklinasyon ve tel alaşımı gibi parametreleri kontrollü ve tekrarlanabilir biçimde karşılaştırmamıza olanak sağlamıştır. Bulgular mutlak değerlerden çok eğilimlerin yorumlanmasına olanak sağlayacak şekilde sunulmuştur.

Ortodontik SEA uygulamalarında, rijit gövde hareketini önlemek için kemik bloğunun dış kenarlarındaki düğümlerin sabitlenmesi (deplasman kısıtları) standart bir yaklaşımdır. Bu durum yükleme altında yalnızca gerçek deformasyon alanını incelemeye imkân verir. Ammar ve arkadaşlarının (Ammar ve ark., 2011) da hastaya özgü üst çene modelinde bu yöntemi kullandıkları çalışmalarında rapor edilmiştir. Sunulan çalışmada da Global rijit hareketi engellemek üzere model tabanındaki yani kemik sınırındaki uygun düğümler sabitlenmiş, böylece yalnızca biyomekanik açıdan anlamlı başlangıç gerilme ve yer değiştirme yanıtı izole edilmiştir.

Labiolingual düzlemde torkun biyomekanik olarak ifade edilmesi, braket ile tel arasındaki etkileşim sonucunda telin slot içinde elastik olarak bükülmesiyle bir çift kuvvetin oluşmasına dayanır. Bu çift kuvvet, karşıt yönlerde etki eden eşit büyüklükteki kuvvetler aracılığıyla bir dönme momenti üretir. Söz konusu moment, dişin uzun eksenini etrafındaki tork hareketinin temel belirleyicisidir. Dolayısıyla tork kontrolü, braket ile tel temasının nasıl gerçekleştiği, telin slot içinde ne ölçüde bükülmeye zorlandığı ve buna bağlı olarak ortaya çıkan kuvvet çiftinin büyüklüğü ile doğrudan ilişkilidir (Bernisha ve ark., 2024). Benzer biçimde Liang ve arkadaşları (Liang ve ark., 2009) da üst kesici dişlere uygulanan yatay retraksiyon kuvveti, dikey intrüzyon kuvveti ve lingual kök torkundan oluşan farklı yükleme kombinasyonlarını SEA modeline uygulayarak başlangıçtaki kuvvet ve moment sistemlerini incelemişlerdir.

Sunulan SEA modelinde farklı braket tasarımlarının yanı sıra braket yüksekliği ve başlangıç inklinasyonundaki değişimlerin tel-slot etkileşimini nasıl etkilediği nicel olarak değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular torkun büyüklüğünün yalnızca uygulanan kuvvete bağlı olmadığını, aynı zamanda braket

geometrisi, slot dizaynı ve braket konumlandırmasının belirleyici olduğunu göstermiştir.

Yapılan çalışmada braket düzleminde moment olarak tanımlanan tork yüklemesiyle, tel ile slot etkileşiminden doğan gerçek “tork” (moment) doğrudan ölçülmüştür. Aynı anda doku gerilmesi (von Mises) ve dişin net hareketi (deplasman) haritalanmıştır. Bu standardize kurgu sayesinde, yalnızca braket yüksekliği ve inklinasyon farklılığı tork ifadesini nasıl değiştirdiği güvenilir biçimde karşılaştırılmıştır.

Literatürdeki çalışmalara göre TMA, SS'den daha düşük elastik modül ve daha yüksek geri esneme kapasitesi ile daha düşük rijitlik üretir. Buna karşı sürtünme eğilimi daha yüksektir (Gurgel ve ark., 2011). Mevcut çalışmada aynı braketten SS ve TMA değişiminin tork momenti, Von Mises gerilmesi ve deplasman üzerindeki etkisi, yükseklik ve inklinasyon faktörleri sabitken karşılaştırılmıştır. TMA'nın daha az kuvvet üretilen tork değerini düşürdüğü raporlanmıştır.

5.3 Bulgular

5.3.1 Braket Yüksekliği ile Von mises, Yer değiştirme ve Momentin İlişkisi

Bu çalışmada, maksiller santral keser dişlere yerleştirilen braketlerin yükseklik (5–8 mm) ve inklinasyon açılarına (0° – 20°) bağlı olarak oluşan Von Mises gerilmesi, yer değiştirme ve moment dağılımları, üç farklı pasif kapaklı braket sistemi (Damon Ultima, Pitts 21 ve SLX 3D) için sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemiyle incelenmiştir. Elde edilen bulgular, her üç braketten de kron ve kök hareketlerinin braket konumu ve diş inklinasyonundan anlamlı biçimde etkilendiğini göstermiştir. Ayrıca, braket tipine özgü slot geometrisi ve tel materyali (SS ve TMA) kombinasyonlarının da tork momenti, von Mises gerilmesi ve yer değiştirme üzerinde belirgin etkiler oluşturduğu saptanmıştır.

Maksiller santral keser dişler, konuşma ve gülümseme sırasında en fazla görünen dişler olmaları nedeniyle ortodontik analizlerde sıklıkla referans olarak seçilmektedir. Bu dişlerin doğru tork kontrolü hem anterior rehberliğin sağlanması hem de estetik gülüş hattının oluşturulması açısından kritik öneme sahiptir. Ancak, farklı yüksekliklerde konumlandırılan çeşitli braket ve ark teli kombinasyonlarının tork davranışlarını inceleyen çalışmalar oldukça sınırlıdır. Bu durum, laboratuvar

ortamında bu tür sistemlerin oluşturulmasını güçleştiren deneysel tasarım karmaşıklığı ile ilişkilendirilebilir.

Tork ifadesi, braketin üretim sırasında oluşabilen ölçüsel sapmalar, kullanılan malzemenin elastik özellikleri, ligasyon tipi, tasarım geometrisi ve tel-slot uyumu gibi çok sayıda parametre tarafından belirlenir. Bunun yanında, braketin dış yüzeyine yapıştırılma yüksekliği, hedeflenen tork miktarının dişe ne ölçüde aktarılacağını belirleyen en önemli faktörlerden biridir (Bernisha ve ark., 2024).

Diş kronunun labial yüzey konturu, dişin farklı noktalarında belirgin biçimde değiştiğinden, braketin yapıştırıldığı yükseklik tork iletiminde doğrudan rol oynar (Miethke, 1997). Braketin tel ile tam temas ettiği durumda, slotun konumu değiştikçe telin dış yüzeyine göre oluşturduğu açı da değişir (Proffit ve ark., 2007). Başka bir deyişle, braketin insizal kenara daha yakın veya daha gingival konumlandırılması, aynı teli kullansak bile oluşacak tork kuvvetini farklı şekilde etkiler.

Bu ilişkiyi nicel olarak ortaya koyan çalışmalardan biri Batni ve arkadaşlarına aittir (Batni ve ark., 2022). Araştırmacılar daimi maksiller santral keser üzerinde yaptıkları üç boyutlu modellemelerde farklı braket yerleştirme yüksekliklerinin tork ifadesine etkisini incelemişlerdir. Batni ve arkadaşlarının çalışmasında, dijital olarak oluşturulmuş bir pre-adjusted edgewise braket (PEA) kullanılmıştır. Yapılan analizlerde, braketin insizal kenardan 3, 4,5 ve 6 mm'ye taşınması durumunda, yüksekliğin insizal kenardan 1,5 mm artışında tork ifadesinin yaklaşık 6° yükseldiği rapor edilmiştir. Ayrıca, dişin kök-kron açısı arttıkça, braket insizal kenardan uzaklaştığında tork ifadesinin de belirgin biçimde arttığı gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda özellikle Pitts21 PRO'da braketin insizal kenardan yerleştirme yüksekliğe bağlı tork artışı daha belirgin olurken, Damon Ultima'da optimize edilmiş slot geometrisi nedeniyle artışın daha sınırlı kaldığı izlenmektedir. Carriere SLX 3D'de yükseklik artışıyla tork yükselse de bu artış Pitts21 PRO'daki kadar lineer ve keskin değildir. Özellikle insizal kenardan 7 ve 8 mm yüksekliğe yerleştirmeyeyle oluşturulan modellerde artış hızı azalmakta ve gradyan daha düzleşmektedir. Bununla birlikte, tüm yükseklik ve inklinasyon kombinasyonları dikkate alındığında, Carriere SLX 3D en yüksek tork momenti değerlerini üreten sistem olmuştur. Ayrıca çalışmamızda SS tellerin TMA tellere kıyasla yükseklik değişimine daha fazla duyarlılık gösterdiği bulunmuş olup, Batni ve arkadaşlarının çalışmasında yer almayan tel-slot etkileşimi yönüyle daha

kapsamlı bir değerlendirme elde edilmiştir. Bu kapsamda, yükseklik–tork ilişkisinin, yalnızca dikey konumlandırma değil, aynı zamanda braket tasarımı ve tel tipi ile birlikte şekillendiği ortaya konmuştur.

Bernisha ve arkadaşlarının (Bernisha ve ark., 2024) yaptığı çalışmada, Damon Q dikdörtgen slot ve Pitts21 kare slot braketler, insizal kenardan sırasıyla 5, 6, 7 ve 8 mm yüksekliklere yerleştirilmiştir. Damon Q grubunda 0,019"×0,025" SS tel, Pitts21 grubunda ise 0,020"×0,020" TMA tel kullanılmıştır. Tork momentindeki farkları gözlemlemek amacıyla her iki grupta da teli braket içine yerleştirmeden önce 1° torsiyon uygulanmıştır. Her iki grupta da braketlerin daha gingival yerleştirilmesiyle tork değerlerinde artış saptanmıştır. Kare slotlu Pitts21 braket, daha yüksek tork ifadesi göstermiştir. Bu fark, Damon Q braketinde tel ile slot duvarları arasındaki boşluğun fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Çünkü son aşama teli olan 0,019"×0,025" SS'nin, 0,022"×0,028" boyutlarındaki slotla arasındaki mesafenin daha fazla olduğu saptanmıştır. Bizim çalışmamızda elde edilen tork momenti değişimleri, pasif kapaklı braket tasarımlarının ve kullanılan tel materyallerinin mekanik özelliklerine bağlı olarak yükseklik artışına karşı daha kademeli bir tepki göstermektedir. Bernisha ve arkadaşlarının modelinde olduğu gibi tel–slot temasının erken ve geniş yüzeyli bir şekilde aktive olduğu bir yapı yerine çalışmamızda kullanılan pasif kapaklı braketlerde temasın slot dizaynı ve kapak yapısı farklılığı nedeniyle daha geç ve daha sınırlı bir yüzeyden başlaması, tork momentinin braketin insizal kenardan yerleştirme uzaklığı arttıkça daha yumuşak bir artışla ilerlemesine yol açmıştır. Slot geometrisinin izin verdiği başlangıç boşluğu nedeniyle telin uygulanan torsiyona verdiği tepki hemen duvarlara yansımamış, yalnızca bu boşluğun kademeli olarak kapanıp sürekli temasın sağlandığı eşik konumundan itibaren torsiyon slot duvarlarına etkin şekilde aktarılmıştır. Bu nedenle tork momenti, yükseklik değişimi boyunca erken bir pik oluşturmadan, temas yüzeyi genişledikçe artan daha kontrollü bir gradyan göstermiştir. Ayrıca SS ve TMA tel kombinasyonlarında gözlenen farklılaşma, tel rijitliğinin slot duvarına temas zamanını belirlediğini ve özellikle daha elastik tellerde moment üretiminin daha geç aktive olduğunu desteklemiştir. Bu tüm bulgular bir arada değerlendirildiğinde, çalışmamızda tork ve yükseklik ilişkisinin sadece braketin fabrikasyon olarak belirlenen tork–tip parametrelerinin değil, pasif kapaklı mimarının tel–slot temas etkileşiminden, tel rijitliğinden, slot iç boşluğundan ve SEA modelinde kullanılan mekanik varsayımlardan etkilendiği

anlaşılmaktadır. Böylece elde edilen bulgular, yükseklik arttıkça tork ifadesinin artması şeklindeki genel biyomekanik eğilimi doğrulamakla birlikte, artışın büyüklüğünün temas aktivasyonunun zamanlaması ve tel-slot etkileşiminin niteliğine bağlı olarak daha yavaş ve kademeli bir formda ortaya çıktığını göstermektedir.

Van Loenen ve arkadaşları (Van Loenen ve ark., 2005), maksiller santral keser ve kanin dişlerin morfolojik özelliklerini değerlendirerek, kök-kron açısı ve labial yüzey eğiminin braket yüksekliğiyle ilişkisini radyografik ölçüm yöntemiyle incelemiştir. Çalışmada 160 diş üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerde, kök-kron açısı 171° ile 195° arasında değişmekte ve labial yüzey eğimi ise insizal kenardan gingivale doğru ilerledikçe belirgin biçimde artmaktadır. Van Loenen ve arkadaşları, insizal kenardan 2-4,5 mm arasındaki bölgede labial yüzey eğiminin yaklaşık 10° kadar değiştiğini göstermiştir. Bu morfolojik değişkenliğin bir sonucu olarak, braketin 3,5-5,5 mm aralığında farklı yüksekliklerde konumlandırılması, slotun tel ile oluşturduğu gerçek inklinasyon açısında yaklaşık 5° ile 24° arasında değişen farklara yol açmaktadır. Çalışmada özellikle insizal kenardan 4-4,5 mm uzaklıktaki yerleşim bölgesinde, labial yüzey eğiminin en az değiştiği ve bu nedenle braket yerleşimi açısından en stabil ve öngörülebilir seviyeyi sunduğu vurgulanmıştır. Araştırmacılar, aynı braket ve tel kombinasyonu kullanılsa dahi dişlerin labial yüzey morfolojisi ve kök-kron açısındaki bireysel farklılıkların tork iletiminde anlamlı değişkenliğe yol açtığını, dolayısıyla klinik uygulamalarda braket yapıştırma yüksekliği ile diş morfolojisinin birlikte değerlendirilmesinin tork kontrolü açısından kritik önem taşıdığını vurgulamışlardır. Van Loenen ve arkadaşları tarafından ortaya konan, labial yüzey eğimi ve kök-kron açısındaki morfolojik farklılıkların braket yüksekliği değiştiğinde tork momentini etkileyebildiği yönündeki bulgular, çalışmamızda da elde edilen tork-yükseklik ilişkisiyle biyomekanik açıdan uyum göstermektedir. Van Loenen'in değerlendirmesinde, yükseklik değişiminin etkisi esas olarak yüzey morfolojisindeki doğal eğim farklarından kaynaklanırken, çalışmamızda tork momentinin yükseklikle birlikte gösterdiği değişim pasif kapaklı braket sistemlerinin tel-slot etkileşim özellikleri doğrultusunda ortaya çıkmıştır. Her iki çalışma da braket yüksekliğinin tork üzerinde etkili olduğunu göstermekte; ancak değişimin şekillenmesinde etkili olan faktörler, biri morfolojik varyasyonlar, diğeri

ise kullanılan braket–tel sisteminin mekanik özellikleri olmak üzere farklılık göstermektedir.

Pasif kapaklı sistemlerde kullanılan dikdörtgen slotlu braketlerin tork aktarımı literatürde hâlen tartışmalı bir konudur. Slot duvarları ile ark teli arasında kalan boşluk miktarı, özellikle son ark teli slot boyutundan küçük olduğunda, uygulanan momentin etkinliğini azaltmakta ve tork kaybına neden olmaktadır (Dalstra ve ark., 2015). Dalstra ve arkadaşlarının (Dalstra ve ark., 2015) yaptığı çalışmada pasif dikdörtgen slotlu kapaklı braketlerde, konvansiyonel sistemlere kıyasla torsiyonel boşluğun $19,8^{\circ}$ – $36,1^{\circ}$ aralığında değiştiğini ve bunun tork ifadesinde belirgin azalma yarattığı bildirilmiştir.

Shima ve arkadaşlarının (Shima ve ark., 2020) yaptığı başka bir çalışmada kare slot geometrisine sahip ($0,020'' \times 0,020''$) braketlerde, tel ile slot arasındaki yatay ve dikey boşluk miktarlarının, dikdörtgen slotlu ($0,022'' \times 0,028''$) braketlere göre anlamlı ölçüde daha düşük olduğunu gösterilmiştir. Ayrıca kare slot içerisinde kullanılan kare veya yuvarlak tellerin slot ile arasındaki yatay ve dikey boşluk oranlarının yaklaşık 1,0 olması, bu braketlerin teli üç boyutlu olarak daha dengeli biçimde kavradığını ve tork iletiminde daha kararlı bir mekanik etki sağladığını düşündürmektedir. Shima ve arkadaşlarının yaptığı çalışma kare ($0,020 \times 0,020$ inç) ve dikdörtgen slotlu ($0,018 \times 0,025$ inç ve $0,022 \times 0,028$ inç) braketlerde ark teli ile braket slotu arasındaki tork boşluğunu karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir. Çalışmada, pasif kapaklı mekanizmaya sahip zirkonya kapaklı kare slot braket (prototip, Japonya) ile Agility (G&H Orthodontics, ABD) markalı dikdörtgen slotlu braketler kıyaslanmıştır. Yuvarlak, kare ve dikdörtgen kesitli farklı boyutlarda paslanmaz çelik teller kullanılarak üç nokta destekli boşluk ölçüm testi yapılmıştır. Çalışmada hem yatay hem de dikey olarak tel ile slot arasındaki boşluk miktarları ölçülmüştür. Bulgulara göre, kare slotlu braketlerde yatay boşluk dikdörtgen slotlara kıyasla anlamlı olarak daha az bulunmuştur. Dikey yönde ise kare slot, $0,022 \times 0,028$ inç slotlara göre daha az, ancak $0,018 \times 0,025$ inç slotlara göre biraz daha fazla tork boşluğu göstermiştir. Ayrıca, kare slot içinde kullanılan yuvarlak ve kare teller için yatay ve dikey tork boşluğu oranı yaklaşık 1,0 olarak saptanmış, miktar olarak ise tellerin boyutuna göre yatay ve dikey boşluk yaklaşık 0,1–0,35 mm aralığında değişmektedir. Bu durum, hareketin üç boyutlu olarak homojen ve dengeli gerçekleştiğini göstermiştir. Buna karşılık, dikdörtgen slotlarda yatay boşluk dikeye oranla belirgin şekilde daha yüksek çıkmıştır. Araştırmacılar, kare

slot tasarımının labio-lingual hareketlerin ve rotasyon kontrolünün daha etkili yönetilmesini sağladığını, ayrıca slot derinliğinin azalmasının hasta konforunu artırabileceğini ve tork iletiminde daha kararlı bir mekanik etki sunduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızdaki pasif kapaklı Pitts21 PRO, Damon Ultima ve Carriere SLX 3D braketlerinde gözlenen tork–yükseklik ilişkisi, Shima’nın çalışmasında tanımlanan bu mekanik çerçeveye uyumlu şekilde, slot geometrisi ve tel–slot temas düzeninin tork momentinin oluşumunda belirleyici olduğunu göstermektedir.

Bernisha ve arkadaşlarının (Bernisha ve ark., 2024) yaptığı çalışmada kare slotlu braketler, labio-lingual ve rotasyonel diş hareketleri dâhil olmak üzere üç boyutlu diş hareketlerinde daha etkili kontrol sağlamaktadır. Pitts21 (0,021"×0,021") kare slot braketler, 0,020"×0,020" TMA tellerle birlikte kullanıldığında yalnızca 4°'lik bir boşluk oluştururken, Damon Q (0,022"×0,028") slotlu braketlerde 0,019"×0,025" SS tellerle bu boşluk yaklaşık 11°'dir. Bu da Damon Q'da tork ifadesinin azalmasına neden olmaktadır. Bu bulgular ışığında, kare slotlu pasif kapaklı braketlerin, dikdörtgen slotlu modellere göre daha yüksek tork etkinliğiyle daha hızlı ve verimli diş hareketi sağladığı söylenebilir. Çalışmamızda Pitts21 PRO braketi, yükseklik arttıkça moment değerlerinde belirgin bir yükselme eğilimi göstermiştir. 5–8 mm aralığında momentin 9,768 N mm'den 11,836 N mm'ye ulaşması, kare slot geometrisinin teli hem yatay hem dikey yönde daha erken ve daha uniform bir temas düzeniyle kavradığını düşündürmektedir. Carriere SLX 3D ise tüm yüksekliklerde Damon Ultima'dan daha yüksek moment üretmiş olmakla birlikte, yükseklik artışına verdiği yanıt Pitts21 kadar keskin değildir. Örneğin SS telde 5 mm'de 11,105 N mm olan momentin 8 mm'de 12,339 N mm'ye yükselmesi, SLX 3D'nin üretimsel tork açısı ve kapak tasarımı sayesinde nispeten güçlü bir moment seviyesi koruduğunu, ancak tel–slot temasının kare slotta olduğu kadar hızlı artmadığını göstermektedir. Damon Ultima, çalışmada değerlendirilen tüm yükseklik seviyelerinde en düşük tork momentlerini üretmiş, SS tel kullanıldığında braket yerleştirme yüksekliği insizal kenardan 5 mm'den 8 mm'ye çıktığında moment yalnızca 8,002 N mm'den 9,785 N mm'ye yükselerek sınırlı bir artış göstermiştir. Bu durum, Ultima'nın tel–slot ilişkisinin daha geniş toleranslarla başlaması ve yükseklik değişimine karşı daha sınırlı bir mekanik yanıt oluşturmasıyla uyumludur. Bu bulgular birlikte ele alındığında, Pitts21 PRO'nun yükseklik değişimine en duyarlı tork karakteristiğini

sergilediği, Carriere SLX 3D'nin tork seviyesini yüksek tutmakla birlikte yükseklik artışına daha ılımlı yanıt verdiği, Damon Ultima'nın ise en düşük moment ve en dar gradyanı gösterdiği gözlenmiştir.

Fischer-Brandies ve arkadaşlarının (Fischer-Brandies ve ark., 2000) yaptığı çalışmaya göre 0,018" slotlu konvansiyonel metal braketlerde üç farklı paslanmaz çelik tel kesitini kullanarak tork iletimini değerlendirmiş ve tel kesiti büyüdükçe slot duvarlarında 0,016 mm'ye kadar elastik genişleme olduğu gösterilmiştir. Bu slot deformasyonu, uygulanan torkun bir kısmının kaybolmasına ve kök hareketlerinde sapmaya neden olmuştur.

Braket preskripsiyonu, üretici tarafından belirlenen ve braket tasarımına entegre edilen tork, tip ve angülasyon değerlerini ifade eder. Papageorgiou ve arkadaşları (Papageorgiou ve ark., 2017), hem braket preskripsiyonunun hem de braketin yerleştirme yüksekliğinin diş hareketini önemli ölçüde etkileyebildiğini göstermiştir. Araştırmada tek bir maksiller santral keser modeli üzerinde 0,018" Discovery braket (Dentaurum, Almanya) ve 0,018×0,025" TMA tel kullanılarak 30° bukkal kök torku uygulanmış ve toplam 27 model analiz edilmiştir. Bulgular, kronun palatine yer değiştirmesinde en belirleyici faktörün braketin yerleşim yüksekliği olduğunu ve bu değişkenin etkisinin yaklaşık %94'e ulaştığını göstermiştir. Daha gingival yerleşimler, kron hareketini belirgin biçimde artırmıştır. Kök apeksinin bukkal yöndeki hareketi ise ağırlıklı olarak braket preskripsiyonundan (%42) ve ikinci olarak braket yüksekliğinden (%23) etkilenmiştir. Çalışma, braketin reçete edilen tork değerinin kök hareketi üzerinde klinik olarak anlamlı bir belirleyici olduğunu vurgulamaktadır. PDL'deki gerinim dağılımının, en güçlü biçimde kök-kron açısı tarafından (%54) ve ikinci olarak braket yerleşim yüksekliği tarafından (%45) belirlendiği görülmüştür. Bu sonuç, dişin morfolojik özelliklerinin periodontal dokuların biyomekanik yanıtını doğrudan etkilediğini göstermektedir. Çalışmada ayrıca, braketin insizale daha yakın konumlandırıldığı durumlarda kök hareketinin belirgin şekilde azaldığı; buna karşılık braketin daha gingival konumlara yerleştirilmesinin kök apeksinin hareket miktarını anlamlı ölçüde artırdığı ortaya konmuştur. Papageorgiou ve arkadaşlarının insizal yerleşimlerde kök hareketinin azalması, gingival yerleşimlerde ise artması yönündeki bulgusu, bizim sonuçlarımızla tutarlı olarak braket yüksekliğinin labiolingual düzlemdeki biyomekanik davranış üzerinde kritik rol oynadığını doğrulamaktadır.

Harikrishnan ve arkadaşları (Harikrishnan ve ark., 2020) hem paslanmaz çelik hem de seramik braketlerde slot deformasyonunun slotun tabanından tepe kısmına doğru kademeli olarak arttığını bildirmiştir. Ayrıca, slot deformasyonunun tel boyutu, slot boyutu ve torsiyon açısındaki artışla doğru orantılı olduğu saptanmıştır. Böyle bir slot deformasyonu, tork transferini doğrudan etkiler. Yaptıkları çalışmada braketler daha gingival konumlandırıldıkça her iki prototipte de diş deplasmanı daha fazla gözlenmiştir. Harikrishnan ve arkadaşlarının sonlu elemanlar çalışması, tork uygulaması sırasında ortodontik slotta oluşan deformasyonu nicel olarak değerlendirmek üzere; 0,018"×0,022" ve 0,022"×0,028" boyutlarında SS ve konvansiyonel braketler ile klinikte kullanılan 0,016×0,022, 0,017×0,025, 0,019×0,025, 0,021×0,025 inç SS ark tellerini eşleştirerek dört farklı braket–tel kombinasyonunu modellemiştir. Telde oluşturulan torsiyon 5°'lik artışlarla 30°'ye kadar bukkal kök torku oluşturacak şekilde uygulanmıştır. Tork, üst, orta ve alt slot deformasyonu ve tork boşluğu değerleri hesaplanmıştır. Bulgulara göre, tork boşluğunun 0,018" slotta 0,016×0,022 tel için 11°, 0,017×0,025 tel için 8° olduğu saptanmıştır. 0,022" slotta 0,019×0,025 tel için 9°, 0,021×0,025 tel için 7° olduğu bulunmuştur. 10°'ye kadar slot deformasyonu gözlenmemiştir. 30°'de oluşan tork ve üst slot deformasyon değerleri sırasıyla: 0,016×0,022 telde 0,018" slot için 28,13 N mm ve 35,71 µm'dir. 0,017"×0,025 telde 0,018" slot için tork değeri 50,18 N mm ve deformasyon 54,52 µm'dir. 0,019"×0,025" telde 0,022" slot braket için tork 38,82 N mm ve deformasyon 50,78 µm'dir. 0,021"×0,025" tel için 0,022" slotta tork 60,22 N·mm ve deformasyon 65,22 µm bulunmuştur. Deformasyon tüm kombinasyonlarda üst slotta en yüksek, altta en düşük olacak şekilde ölçülmüş ve tel kesiti büyüdükçe tork ve slot deformasyonu artmıştır. Hesaplanan von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde klinik olarak, 30°'yi aşan torklarda literatürde bildirilen plastik deformasyon riskine dikkat çekilmekte ve etkili tork aktarımı ve malzeme bütünlüğü için tel ile slot eşleşmesi, tork boşluğu miktarı ve uygulanacak tork açısının dikkatle seçilmesi önerilmektedir.

Bu sonuçlar göstermektedir ki pasif kapaklı sistemlerde tork aktarımı, braket yüksekliğinden bağımsız düşünülememektedir. Slot geometrisi, tel–slot uyumu ve stres altındaki malzemenin hangi yönde deforme olduğu, tork momentinin büyüklüğünü ve artış eğimini belirleyen temel mekanik etkenlerdir. Bizim çalışmamızda ise braket yüksekliği 5 mm'den 8 mm'ye çıkarıldığında her üç

pasif kapaklı braket sisteminde tork momentinin yükseldiği görülmüştür, ancak moment artışının eğimi braket tasarımına göre farklılık göstermiştir. Pitts21 PRO daha belirgin bir artış eğrisi sunarken, Carriere SLX 3D ve Damon Ultima'da daha sınırlı bir artış profili izlenmiştir.

Meling ve arkadaşlarının (Meling ve ark., 1998) braket slot yüksekliğiyle ilgili ölçüm farklılıklarını inceleyen metodolojik bir çalışmada, etkin slot yüksekliğinin tork aktarımı üzerindeki belirleyici rolünü ortaya koymuştur. Araştırmacılar, braket üretiminde nominal değerler ile gerçek ölçümler arasında mikron düzeyinde sapmalar bulunduğunu ve bu farkların klinik tork iletiminde birkaç derecelik değişimlere yol açabileceğini göstermiştir. Çalışmada geliştirilen ölçüm formülü ile, 0,018 inç slotlu braketlerde etkin slot yüksekliğinin $0,476 \pm 0,003$ mm olduğu ve üretici toleranslarındaki küçük farkların bile tork kaybı veya aşırı tork aktarımı oluşturabileceği vurgulanmıştır. Çalışmalarına göre slot geometrisindeki taban daralması telin slotla temas noktasını değiştirerek tork momentinin etkinliğini doğrudan etkilemektedir. Bizim çalışmamızdaki moment farklılıkları da slot içi geometrinin tork aktarımındaki belirleyici rolünü desteklemektedir. Kare slotlu Pitts21 PRO'nun daha kompakt ve simetrik iç yapısı sayesinde tel iki düzlemde daha erken temas sağlamaktadır.

Armstrong ve arkadaşları (Armstrong ve ark., 2007) tarafından yapılan bir çalışma, ortodontik braketlerin dış yüzeyine yapıştırılmasında kullanılan iki farklı konumlandırma yönteminin doğruluğunu karşılaştırmak amacıyla gerçekleştirilmiştir. Çalışmada incelenen yöntemlerden ilki olan klinik kron merkezinin lokalizasyonu yöntemi, braketin dışın labial yüzeyindeki yüzey aks noktası (FA noktası) görsel olarak referans alınarak yerleştirilmesini esas almaktadır. Diğer yöntem olan insizal kenardan ölçüm yöntemi ise, her diş için önceden belirlenmiş standart bir mesafe (örneğin üst santral keser için 5 mm) kadar insizal kenardan gingivale doğru ölçüm yapılarak braketin dikey pozisyonunun belirlenmesini temel alır. Çalışmada, ciddi çapraşıklığa sahip tipodont modeller üzerine 19 deneyimli ortodontist tarafından Victory MBT (3M Unitek, ABD) braketleri iki farklı yöntemle yapıştırılmıştır. Braketlerin dikey, meziodistal ve açısall (tip) konum hataları dijital görüntüleme sistemiyle ölçülmüş ve istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre, her iki yöntem arasında genel doğruluk açısından anlamlı fark bulunmamış, ancak insizal kenardan ölçüm yöntemi dikey doğrulukta biraz daha üstün bulunmuştur. Mesiodistal ve açısall hatalarda ise

anlamalı fark saptanmamıştır. Diş bazında yapılan analizlerde, insizal kenardan ölçüm yöntemi üst ve alt anterior dişlerde dikey yerleştirmede daha doğru sonuçlar verirken, üst birinci premolarlarda klinik kron merkezinin lokalizasyonu yöntemi daha doğru bulunmuştur. Uygulama süresi bakımından iki yöntem arasında fark gözlenmemiştir. Araştırmacılar, klinik uygulamalarda insizal kenardan ölçüm yapılarak konumlandırmanın ön dişlerde daha doğru sonuç verdiğini, ancak her iki yöntemin de tam doğruluk sağlamadığını, bu nedenle tedavi sürecinde tel bükümü veya braket yeniden konumlandırma gerekliliğinin devam ettiğini belirtmiştir. Ayrıca, estetik yapıştırma eğilimlerinin artmasıyla birlikte Gülümseme Arkının Korunması Protokolü, geleneksel bonding seviyelerine kıyasla daha gingival konumda braket yerleştirilmesini önermektedir. Kare kapaklı braketlerin SAP protokolüne göre bağlanması, direnç merkezine daha yakın bir yerleşim sağlar ve bu durumun labio-lingual diş hareketinde daha fazla deformasyon oluşturabileceği düşünülmektedir (Pitts, 2009). Mevcut çalışma, özellikle braket yüksekliğinin tork aktarımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesinde, insizal kenardan ölçümün daha tutarlı dikey pozisyonlama sağladığını ve bu nedenle gülüş estetiği ile tork kontrolü açısından daha öngörülebilir sonuçlar sunabileceğini göstermiştir.

Papageorgiou ve arkadaşlarının (Papageorgiou ve ark., 2017) yaptığı başka bir çalışmada malzeme özelliklerinin oluşacak tork kuvvetine biyomekanik etkisini incelemektedir. Bu SEA çalışmasında, tek maksiller santral keser diş modelinde 0,018" slot ve 0,018×0,025" tel ile 5° palatinal kök torku uygulanarak adeziv (kompozit ve rezin modifiye cam iyonomer siman), braket (titanyum, çelik ve seramik), ligatür (elastomerik ve çelik) ve tel (TMA ve SS) varyasyonlarının ayrı ayrı test edilmiştir. Bulgular, kronun labiale ve kökün palatinalde deplasmanın başlıca tel malzemesinden etkilendiğini saptanmıştır. İkinci etkili faktörün braket malzemesinin olduğu sonucuna varılmıştır. PDL gerinimlerinde yine tel malzeme seçiminin en belirleyici, ardından braket ve ligatür malzemelerinin ikincil etkide olduğunu; braket içi Von Mises gerilmelerinde ise braket ve tel malzemelerinin belirgin etki yarattığını ortaya konmaktadır. Çalışmada, tork uygulanması sırasında braket ve ligatür malzemelerinin, sistemin genel biyomekanik yanıtı üzerinde tel materyaline kıyasla daha düşük ancak istatistiksel olarak anlamlı etkiler gösterdiği bildirilmiştir. Bu etki, özellikle torkun iletilme verimliliği ve slot deformasyonu açısından önem taşımaktadır. Bulgular, Beta Titanium (β -Ti, TMA) tellerin, SS tellere oranla daha düşük gerilme ve deformasyon değerleri oluşturduğunu,

dolayısıyla daha elastik davranış sergileyerek kontrollü bir tork iletimine imkân sağladığını göstermektedir. Çalışmamızda elde edilen veriler de bu eğilimle uyumlu olup, TMA tellerde gerilme ve deplasman düzeylerinin sistematik olarak daha düşük izlendiği görülmüştür. Bununla birlikte, yaptıkları çalışmada seramik braketlerin slot deformasyonuna en yüksek direnç gösterdiği, çelik ligatürlerin ise ark teliyle braket arasındaki bağlantıyı en rijit biçimde sağlayarak kuvvet iletimini maksimum düzeye çıkardığı tespit edilmiştir. Bu bulgular, materyal sertliğinin yalnızca torkun büyüklüğünü değil, aynı zamanda diş hareketinin kontrol derecesini de belirleyen kritik bir faktör olduğunu ortaya koymaktadır. Çalışma, üst keserlerde tork uygulanırken tel, braket, ligatür ve adeziv seçiminin hastaya özgü morfolojik özellikler ve biyolojik sınırlar dikkate alınarak yapılması gerektiğini ayrıca elde edilen bulguların in-vivo çalışmalarla doğrulanmasına ihtiyaç olduğunu vurgulamaktadır.

5.3.2 Keser Diş İnklınasyonu ile Von misses, Yer Değiştirme ve Momentin İlişkisi

Keser dişlerin labiolingual inklınasyonu, ortodontik kuvvetlerin diş yapısı ve destek dokular üzerindeki dağılımını doğrudan etkileyen bir biyomekanik parametredir (Proffit ve ark., 2018). Braket ve tel arasındaki tork ilişkisi, dişin inklınasyonuna bağlı olarak değişmekte, bu durum kök ve kron bölgelerinde oluşan moment değerlerini, von Mises gerilmelerini ve deplasman paternlerini önemli ölçüde değiştirmektedir (Satapathy ve ark., 2024). Bu bölümde, çalışmamızda farklı inklınasyon değerlerinde analiz edilen modellerden elde edilen von Mises gerilmesi, yer değiştirme ve tork momenti bulguları, mevcut literatürdeki bulgularla karşılaştırılarak tartışılmıştır.

Çalışmamızda uygulanan SEA yöntemi, farklı keser inklınasyonlarında üç pasif kapaklı braket sistemin tork karakteristiklerini kontrollü koşullar altında değerlendirme olanağı sunmuştur. Tork momentine ilişkin önceki çalışmalar genellikle dijital modellerde diş koordinat sistemi kullanılarak tedavi öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırmaya odaklanmıştır. SEA yaklaşımı, yalnızca mekanik kuvvetleri değil, aynı zamanda braket ile tel temasında ortaya çıkan biyomekanik gerilme, deformasyon ve moment dağılımını da öngörebilmesi bakımından önemli bir avantaj sağlamaktadır. Klinik ortamda doğrudan ölçülmesi güç olan von Mises gerilmesi, yer değiştirme (deplasman) ve tork momenti gibi parametrelerin nicel

olarak belirlenebilmesi, bu yöntemin ortodontik araştırmalarda güvenilir bir tamamlayıcı araç olduğunu göstermektedir. Ayrıca, bu çalışma, labial pasif kapaklı sistemlerde kare (Pitts21 PRO), dikdörtgen (Carriere SLX 3D) ve paralelkenar (Damon Ultima) slot geometrilerinin tork ifadesi üzerindeki etkilerini karşılaştırma biçiminde analiz eden ilk kapsamlı sonlu elemanlar çalışması olması bakımından literatüre özgün bir katkı sunmaktadır.

Satapathy ve arkadaşlarının (Satapathy ve ark., 2024) yaptığı bir çalışmada Damon Q ve Pitts 21 braketlerinin her ikisinde de diş inklinasyonu azaldıkça tork moment değerlerinde düzenli bir artış olduğunu göstermiştir. Bu bulgu, artan labiolingual inklinasyonun tel ile slot temasını azaltması sonucu ortaya çıkan moment değerini düşeceğini bildiren biyomekanik ilkelerle uyumludur (Kanjanaouthai ve ark., 2012; Proffit ve ark., 2007). Özellikle, çalışmada Pitts 21 braketlerin kare ön slot tasarımı sayesinde, tüm inklinasyon düzeylerinde Damon Q brakete kıyasla daha yüksek tork moment değerleri oluşturduğu belirlenmiştir. Bu durum, anterior bölgede 0,021"×0,021" ölçülerindeki kare slot tasarımının, 0,020"×0,020" ark telleriyle kullanıldığında daha hassas ve kontrollü bir tork ayarlama mekanizması sağlamasına bağlanmıştir (Satapathy ve ark., 2024). Elde edilen bulgular, Damon Q ve Pitts21 braketlerinin her ikisinde de diş inklinasyonu azaldıkça sistemde oluşan tork moment değerlerinin arttığını göstermiştir. Yani dişin aksiyal açısı azaldıkça, ark telinde biriken elastik deformasyon artmakta ve buna bağlı olarak sistemin ürettiği moment büyümektedir. Bizim çalışmanızın bulguları da aynı biyomekanik modele tam uyum göstermektedir. Çalışmamızdaki bulgular, Satapathy ve ark. tarafından bildirilen "inklinasyon arttıkça tork momentinin azalması" yönündeki genel biyomekanik eğilimi doğrulamakla birlikte, pasif kapaklı sistemler arasında belirgin bir hiyerarşi ortaya koymaktadır. Carriere SLX 3D'nin dikdörtgen slot geometrisi ve tel-slot uyumu, artan açiya rağmen tork çiftinin büyüklüğünü en yüksek düzeyde korurken, kare slotlu Pitts21 PRO daha orta seviyede bir moment profili sergilemiş, torsiyonel boşluğu daha fazla olan Damon Ultima ise aynı açi aralığında en düşük tork etkinliğiyle sonuçlanmıştir. Böylece inklinasyon arttıkça görülen moment azalmasının ortak bir mekanik prensip olduğu, ancak bu azalmanın mutlak düzeyi ve eğiminin braket tasarımına özgü temas ve boşluk karakteristikleriyle belirlendiği ortaya konmuştur.

Pour ve arkadaşları (Pour ve ark., 2023) tarafından yürütölen çalışmada, sabit ortodontik tedavi sürecinde üst ve alt keserlerin aksiyel inklinasyonu

değişimleri ve bu değişime etki eden faktörler değerlendirilmiştir. Yazarlar, 106 hastadan oluşan bir örnekleme MBT 0.022" slot braketler kullanarak tedavi öncesi ve tedavi sırasında meydana gelen aksiyel değişiklikleri sefalometrik olarak analiz etmiştir. Bulgular, nominal braket tork değerlerinin klinik olarak yalnızca sınırlı oranda yansıtılabildiğini göstermiştir. En belirleyici faktörün başlangıç diş inklınasyonu olduğu, başlangıçta dik konumlu dişlerde daha belirgin tork değişimi gözlemlendiği rapor edilmiştir. Ayrıca Angle Sınıf II divizyon 2 olgularında tork aktarımının daha belirgin, Sınıf I ve III olgularda ise daha sınırlı olduğu; çekim yapılan vakalarda ise alt keserlerde tork ifadesinin azaldığı bildirilmiştir. Çalışma, tork aktarımının yalnızca braket tasarımına değil, aynı zamanda hastaya özgü morfolojik faktörlere ve tedavi planına da bağlı olduğunu göstermektedir. Bu bulgular, mevcut çalışmamızda farklı diş inklınasyonlarıyla incelenen modellerde tork momenti ve gerilme dağılımlarında gözlenen değişimlerin biyomekanik temellerini desteklemektedir.

Bizim çalışmamızda keser inklınasyonu arttıkça aynı tel aktivasyonunda elde edilen tork momentinin azaldığı saptanmıştır. Bu durum, procline konumdaki keser dişteki braket ile tel arasındaki temas geometrisinin değişmesiyle ilişkilendirilebilir. Artan labiolingual eğimde etkili temas alanı azalmakta, slot içindeki boşluk artmakta ve tel, slot tabanına tam oturmadan daha serbest dönebildiği için aynı torsiyon açısında üretilen moment azalmaktadır. Slot geometrisi de bu etkiyi belirleyen önemli bir faktördür. Pitts21 PRO'nun kare slot yapısı, Damon Ultima'nın paralelkenar kesiti ve Carriere SLX 3D'nin dikdörtgen slotu, telin yerleşme eşiğini farklı biçimlerde etkiler. Çalışmamızın verileri başlangıç inklınasyonunun tork aktarımında belirleyici olduğunu göstermektedir.

Savoldi ve arkadaşları (Savoldi ve ark., 2022) pasif kapaklı braket sistemlerin farklı tork reçetelerinin maksiller ve mandibular keserlerin aksiyel inklınasyon değişimi üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir. Reçetede yer alan açıların klinik sonuca tam olarak yansımadağı bildirilmiştir. Seçilen reçete, eğim değişiminin yönünü öngörülebilir biçimde belirlemektedir ancak nihai diş eğimi, reçetede yazan açıyla tam olarak örtüşmemektedir. Damon Q braketlerle yürütülen bu çalışmada, tedavi sonunda tüm gruplarda benzer nihai eğim değerlerine ulaşılmış, bu durum, klinik ortamda tork iletiminin teorik reçete değerlerine göre daha sınırlı gerçekleştiğini göstermektedir. Özellikle "low" reçetenin lingual, "high" reçetenin ise labial yönde değişime neden olduğu belirtilmiştir. Bu sonuçlar,

mevcut çalışmamızda farklı keser inklınasyonlarında elde edilen tork momenti bulgularıyla uyumludur. Bizim modellerimizde keser inklınasyonu arttıkça aynı tel aktivasyonunda üretilen tork momentinin azaldığı gözlenmiştir. Bu durum, prokline konumunda braket ile tel temas geometrisinin değişmesiyle, slot içinde etkin temas alanının azalması ve telin daha serbest hareket etmesi sonucu moment üretiminin sınırlanmasına bağlanabilir. Savoldi ve arkadaşları tarafından da vurgulandığı üzere, başlangıç diş inklınasyonu tork aktarımının en önemli belirleyicilerinden biridir.

Sfondrini ve arkadaşları (Sfondrini ve ark., 2018), üst keserlerin bukkolingual inklınasyon kontrolünde konvansiyonel, pasif kapaklı ve aligner sistemlerini karşılaştırmış; çalışmada tüm gruplarda benzer tork kontrolü elde edilmiştir. Araştırmacılar, Damon Q gibi pasif kapaklı braketlerin radyografik olarak değerlendirilen bukkolingual açılar üzerinde anlamlı bir fark yaratmadığı sonucuna varmışlardır. Bu farklılığın, radyografik ölçüm yönteminin doğasından kaynaklandığını bildirmişlerdir. Sfondrini ve arkadaşlarının klinik verilerinden farklı olarak, çalışmamızda uyguladığımız SEA koşullarında sistemler arası geometrik farkların tork momenti üretiminde belirgin biçimde ayrışabildiği gösterilmiştir. Başka bir ifadeyle, Sfondrini ve arkadaşlarının hasta verilerinde ölçülen tork değişimi klinik varyasyon, ligasyon gevşemesi, periodontal uyum ve klinisyene bağlı değişkenler nedeniyle sistemler arasında eşitlenirken, SEA modelinde tüm bu biyolojik belirsizlikler elimine edilip yalnızca mekanik tasarım farkları izole edildiğinden, braket sistemleri arasındaki gerçek geometrik performans farkı net biçimde ortaya çıkmıştır.

Mevcut çalışmada inklınasyon açısındaki artışa bağlı tork momenti değişimi incelendiğinde, hem SS hem de TMA tellerde en belirgin değişimin Carriere SLX 3D braketi ile elde edildiği görülmektedir. Carriere, başlangıçta en yüksek tork momentini üreten sistem olup, açı 0°’den 20°’ye yükseldiğinde moment değerlerinde Pitts21 PRO ve Damon Ultima’ya göre daha keskin bir azalma göstermiştir. Bu durum Carriere’nin yüksek moment üretme kapasitesinin yanı sıra inklınasyon değişimlerine karşı daha duyarlı bir mekanik davranış sergilediğini ortaya koymaktadır. Pitts21 PRO ise her iki tel tipinde de en düşük tork kaybını göstermiş; tork–inklınasyon eğrisi daha yatay bir seyir izleyerek sistemin geometrik olarak daha stabil ve öngörülebilir bir tork iletimine sahip olduğunu göstermiştir. Damon Ultima ise tüm açılarda en düşük moment değerlerini üretmiş ve açı artışına

bağlı değişim sınırlı kalmıştır. Bu durum Ultima'nın optimize edilmiş slot geometrisinin tork tepkisini nispeten düzleştirdiğini ve moment artış veya düşüşünün baskılanmış bir gradyanla ilerlediğini düşündürmektedir. SS tel ile Carriere SLX 3D'de tork momenti 0° açıda 11,105 N mm iken 20° açıda 9,490 N mm'ye düşmüş ve toplam 1,615 N mm'lik bir azalma göstermiştir. Aynı aralıkta Damon Ultima'da tork değeri 8,002 N mm'den 6,470 N mm'ye inerek 1,532 N mm'lik bir düşüş ortaya çıkmış, Pitts21 PRO'da ise moment 9,768 N mm'den 8,332 N mm'ye gerileyerek toplam 1,436 N mm'lik en düşük azalma gözlenmiştir. TMA tel kullanıldığında da benzer bir eğilim izlenmiştir. Carriere SLX 3D'de tork momenti 0° inklinasyonda 4,958 N mm iken 20° açıda 4,235 N mm'ye düşerek toplam 0,723 N mm'lik bir azalma göstermiştir. Damon Ultima'da moment değeri aynı açılar arasında 3,548 N mm'den 2,884 N mm'ye gerileyerek 0,664 N mm'lik bir düşüş ortaya çıkmıştır. Pitts21 PRO'da ise tork momenti 4,356 N mm'den 3,716 N mm'ye inmiş ve toplam 0,640 N mm ile en düşük azalma gözlenmiştir. Bu sayısal veriler, Carriere SLX 3D'nin hem SS hem TMA tellerde inklinasyon değişimine en duyarlı braket olduğunu; Pitts21 PRO'nun ise tork-inklinasyon ilişkisinde en stabil ve öngörülebilir yanıt verdiğini göstermektedir.

Bu çalışmada kullanılan SS ve TMA tellerin biyomekanik davranışları karşılaştırıldığında, SS tellerin her üç braket sisteminde de belirgin biçimde daha yüksek Von Mises gerilmesi, daha fazla yer değiştirme ve daha büyük tork momenti ürettiği görülmüştür. Tork momenti açısından her üç braket sisteminde SS tellerin TMA'ya göre yaklaşık iki kat daha yüksek moment ürettiği dikkati çekmektedir. Carriere SLX 3D'de 0° inklinasyonda, SS tel 11,105 N mm moment oluştururken TMA tel 4,958 N mm, Pitts21 PRO'da SS tel 9,768 N mm iken TMA tel 4,356 N mm ve Damon Ultima'da SS tel 8,002 N mm iken TMA tel 3,548 N mm tork momenti oluşturmuştur. Bu bulgular, SS tellerin daha yüksek elastik modülü nedeniyle rijitliğinin fazla olmasının, slot ile temas sırasında daha yoğun stres birikimi, daha büyük deformasyon ve daha yüksek tork iletimine yol açtığını; buna karşılık TMA tellerin daha düşük rijitlikleri nedeniyle daha hafif kuvvet üretilip daha kontrollü bir mekanik yanıt oluşturduklarını göstermektedir.

Bu çalışmanın belirli metodolojik sınırlılıkları bulunmaktadır. Öncelikle, sonlu elemanlar analizinde kullanılan üç boyutlu modellerin oluşturulabilmesi için, braket ve diş geometrilerinin belirli ölçüde sadeleştirilmesi gerekmiştir. Bu durum, klinik ortamda gözlenen karmaşık morfolojik farklılıkların modele tam olarak

yansıtılamamasına neden olabilir. Braket slot boyutlarının ve tel-braket etkileşim yüzeylerinin belirlenmesinde mikro BT tabanlı tarama tekniklerinden yararlanılmış olsa da dijitalleştirme sürecinde ortaya çıkabilecek mikron düzeyindeki sapmalar, hesaplanan stres ve moment dağılımlarını kısmen etkileyebilir. Ayrıca, bu analizlerde kullanılan modeller bireysel anatomik varyasyonları içermeyen “standart” yapılar olduğundan, elde edilen bulgular klinik gerçekliği temsil etse de hasta bazlı biyolojik yanıtlar açısından sınırlı genelleme yapılabilir. Dolayısıyla, bu tür simülasyon sonuçlarının klinik doğrulama çalışmalarıyla desteklenmesi, biyolojik dokuların elastik davranışlarındaki bireysel farklılıkların etkisini daha doğru biçimde değerlendirmeyi mümkün kılacaktır.

Bu çalışmada hesaplanan momentin yalnızca braket seviyesinde ortaya çıkması, modellerin mekanik kurgusuyla tamamen uyumludur. Torkun üretildiği nokta tel-braket temas bölgesi olduğundan, yazılım reaksiyon momentini tam olarak bu düğümlerde hesaplar ve kök boyunca dağılan ayrı bir moment haritası oluşturmaz. Kök ve PDL seviyesindeki tork yanıtı ise bu reaksiyon momentinin dış yapısına iletilmesinin ikincil sonucudur ve SEA çıktılarında moment üzerinden değil, servikal bölgede yoğunlaşan Von Mises gerilmesi ile apikalde artan deplasman gradyanı üzerinden değerlendirilir. Bu nedenle momentin braket düzeyinde görünmesi, hesaplama yönteminin doğal bir sonucu olup; kökte ayrı bir moment görmemek modelin eksikliği değil, sınırlı ve lokalize bir moment çözümünün gereğidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Braket tasarımı tork iletimini belirgin şekilde etkilemiş, Carriere SLX 3D en yüksek, Damon Ultima en düşük moment değerlerini üretmiştir. Pitts21 PRO ise bu iki sistem arasında orta düzeyde moment değerleri üretmiştir.

2. Braket yüksekliği ile tork momenti arasında düzenli bir ilişki vardır. Braket insizal kenardan gingivale doğru artan yüksekliklerde yerleştikçe tüm sistemlerde tork momenti artmış, ancak artışın eğimi sistemlere göre değişmiştir. Pitts21 PRO'da artış daha keskin ve lineere yakın seyrederken, Damon Ultima'da artış sınırlı kalmıştır. Carriere SLX 3D'de ise 7 ve 8 mm seviyelerinde artış hızı azalarak daha düzleşen bir gradyan oluşmuştur.

3. Keser inklınasyonu tork momentinde braketlere özgü farklı yanıtlar oluşturmuştur. Inklınasyon arttıkça tüm braketlerde moment düşmekle birlikte, düşüş oranı en yüksek Carriere SLX 3D'de, en düşük Pitts21 PRO'da görülmüştür. Bu durum Carriere'nin açı değişimine en duyarlı, Pitts21 PRO'nun ise açı artışı karşısında en sınırlı moment değişimi sergileyen braket olduğunu göstermektedir. Damon Ultima'nın diğer sistemlere göre daha düşük olan başlangıç moment değerleri, açı artışıyla birlikte sınırlı bir düşüşle devam etmiştir.

4. SS teller TMA tellere göre anlamlı derecede daha yüksek tork momenti, Von Mises gerilmesi ve deplasman üretmiştir. Bu fark doğrudan tel materyalinin elastik modülünden kaynaklanmaktadır. SS teller yaklaşık iki kat daha yüksek tork momenti üretmiş buna bağlı olarak stres ve deplasman değerleri de belirgin şekilde artmıştır.

5. Von Mises gerilmesi ve yer değiştirme değerleri tork momenti ile paralellik göstermiştir. Carriere SLX 3D en yüksek stres ve deplasmanı oluştururken, Damon Ultima her iki parametrede de en düşük değerleri üretmiştir. Bu durum tork-gerilme-deplasman ilişkisinin tutarlı olduğunu ve braket-tel kombinasyonlarının diş-PDL-kemik kompleksine aktardığı kuvvetlerin sistemlere göre belirgin şekilde değiştiğini göstermektedir.

6. Yer değiştirme dağılımı detaylı incelendiğinde, en yüksek yer değiştirme değerlerinin diş kökü bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir.

7. SEA, klinik ortamlarda elde edilmesi güç olan lokal stres dağılımlarını modelleme açısından güçlüdür, ancak gerçek dokuların viskoelastik yanıtını tam olarak yansıtmayabilir. Modelin lineer elastik kabulü, periodontal ligamentin tek

tabakalı değerlendirilmesi, braket–kompozit bağlantılarının ideal kabul edilmesi gibi sınırlılıklar, elde edilen değerlerin klinik durumu tam temsil etmesine engel olmaktadır. Ancak bu bulgular sistemler arası karşılaştırmanın sağlıklı biçimde yapılmasına olanak tanımaktadır.

8. Diş morfolojisi, kök uzunluğu ve kök yüzey alanının tork uygulandığında ortaya çıkan stresleri değiştirdiği bilinmektedir. Bu nedenle üç boyutlu BT verilerinden hastaya spesifik modeller ile tork iletim analizinin yapılması önerilir.

9. Tel materyallerinin sıcaklığa bağlı elastik modül değişimleri veya ağız içi sürtünme koşullarının modele eklenmesi, klinik gerçekliği artıracak bir başka potansiyel geliştirme alanıdır.

10. Bu çalışmada PDL, idealize edilmiş bir lineer elastik modelle temsil edilmiştir. Ancak PDL gerçekte daha karmaşık bir davranış gösterir. Gelecek çalışmalarda PDL'in viskoelastik, non-lineer ya da çok katmanlı modellerle temsil edilmesi, biyolojik gerçekliğe daha yakın ve klinikle daha uyumlu sonuçlar elde edilmesini sağlayacaktır.

11. Elde edilen tüm görsel ve sayısal veriler, farklı braket tasarımları, diş inklınasyonları, braket yerleştirme yükseklikleri ve tel malzemeleri gibi değişkenlerin biyomekanik etkilerini detaylı biçimde ortaya koymuş, spesifik klinik senaryolar için özelleştirilmiş analizlerin yapılmasına olanak tanımıştır. Bu çalışmanın sonuçları, ortodontik tedavi planlamalarında daha hassas mühendislik temelli kararlar alınmasını sağlayarak klinik uygulamalarda başarı oranını artırmaya katkı sunmaktadır.

KAYNAKLAR

- Agarwal, S., Valiathan, A., & Shah, N. V. (2008). Self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134(1), 5. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.05.009>.
- Al-Thomali, Y., Mohamed, R.-N., & Basha, S. (2017). Torque expression in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets: A systematic review. *J Clin Exp Dent*, 9(1), e123. <https://doi.org/10.4317/jced.53187>
- Ammar, H. H., Ngan, P., Crout, R. J., Mucino, V. H., & Mukdadi, O. M. (2011). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(1), e59-e71. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2010.09.020>
- Andrews, L. (1976). The straight-wire appliance. Explained and compared. *J Clin Orthod*, 10(3), 174-195.
- Andrews, L. F. (1989). Straight wire: the concept and appliance. (No Title).
- Angle, E. H. (1928). The latest and best in orthodontic mechanism. *Dent Cos*, 12, 1143-1158.
- Archambault, A., Lacoursiere, R., Badawi, H., Major, P. W., Carey, J., & Flores-Mir, C. (2010). Torque expression in stainless steel orthodontic brackets: a systematic review. *Angle Orthod*, 80(1), 201-210.
- Aristizábal, J. F., Martínez Smit, R., & Villegas, C. (2015). The “surgery first” approach with passive self-ligating brackets for expedited treatment of skeletal Class III malocclusion. *J Clin Orthod*, 49(6), 361-370.
- Armstrong, D., Shen, G., Petocz, P., & Darendeliler, M. A. (2007). A comparison of accuracy in bracket positioning between two techniques—localizing the centre of the clinical crown and measuring the distance from the incisal edge. *Eur. J. Orthod*, 29(5), 430-436. <https://doi.org/https://doi.org/10.1093/ejo/cjm037>
- Arreghini, A., Lombardo, L., Mollica, F., & Siciliani, G. (2014). Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Prog Orthod*, 15(1), 53. <https://doi.org/10.1186/s40510-014-0053-x>
- Attia, K. H., Elkordy, S. A., ElKoussy, M., & Abouelezz, A. M. (2018). Are self-ligating brackets' slots dimensions accurate? *Int Orthod*, 16(4), 613-622. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ortho.2018.09.001>
- Badawi, H. M., Toogood, R. W., Carey, J. P., Heo, G., & Major, P. W. (2008). Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133(5), 721-728. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.01.051>
- Bathe. (1996). *Finite Element Procedures*. Prentice Hall.
- Batni, S., Shetty, V., Manasawala, T., & Mujumdar, D. (2022). Evaluation of torque expression with varied bracket positions and varying crown-root angles of maxillary central incisor – A 3 dimensional finite element study. *IP Indian J Orthod Dentofac Res*, 8(4), 249-253. <https://doi.org/10.18231/ijodr.2022.043>
- Baxi, S., Tripathi, A. A., Bhatia, V., Dubey, M. P., Kumar, P., Bagde, H., & Tripathi, A. (2023). Self-ligating bracket systems: a comprehensive review. *Cureus*, 15(9). <https://doi.org/10.7759/cureus.44834>
- Beckstrand, J. D. (2022). *Evaluation of Damon PSL and Conventional MBT Brackets in Leveling and Alignment Efficiency* [Marquette University].

- Bednar, J. R., & Gruendeman, G. W. (1993). The influence of bracket design on moment production during axial rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 104(3), 254-261. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(05\)81727-5](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(05)81727-5)
- Begg, P. R., & Kesling, P. C. (1977). The differential force method of orthodontic treatment. *Am J orthod*, 71(1), 1-39. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(77\)90175-0](https://doi.org/10.1016/0002-9416(77)90175-0)
- Begg, P. R. K., P. C. (1971). *Begg orthodontic theory and technique*. Saunders.
- Berger, J. L. (1990). The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 97(3), 219-228. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(05\)80055-1](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(05)80055-1)
- Bernisha, Mishra, G., Raj, G. P., & Chitra, P. (2024). Incisor torque expression characteristics in two passive self-ligating brackets placed at different heights. A finite element investigation. *J Oral Biol Craniofac Res*, 14(1), 98-106. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2024.01.003>
- Bernisha, M., Gyanda, Raj, G. P., & Chitra, P. (2024). Incisor torque expression characteristics in two passive self-ligating brackets placed at different heights. A finite element investigation. *J Oral Biol Craniofac Res*, 14(1), 98-106. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2024.01.003>
- Birnie, D. (2008). The Damon passive self-ligating appliance system. *Semin Orthod*, 14(1), 19-35. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2007.12.003>
- Brauchli, L. M., Senn, C., & Wichelhaus, A. (2011). Active and passive self-ligation—a myth? *Angle Orthod*, 81(2), 312-318. <https://doi.org/10.2319/041310-205.1>
- Burstone, C. J. (1966). The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod*, 36(2), 99-120. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1966\)036<0099:TMOTSA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1966)036<0099:TMOTSA>2.0.CO;2)
- Burstone, C. J., & Pryputniewicz, R. J. (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J orthod*, 77(4), 396-409. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(80\)90105-0](https://doi.org/10.1016/0002-9416(80)90105-0)
- Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Ricciardi, A., Scribante, A., Klersy, C., & Auricchio, F. (2003). Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124(4), 395-402. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(03\)00504-3](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(03)00504-3)
- Cattaneo, P., Dalstra, M., & Melsen, B. (2005). The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*, 84(5), 428-433. <https://doi.org/10.1177/154405910508400506>
- Cattaneo, P., Treccani, M., Carlsson, K., Thorgeirsson, T., Myrda, A., Cevidanes, L., & Melsen, B. (2011). Transversal maxillary dento-alveolar changes in patients treated with active and passive self-ligating brackets: a randomized clinical trial using CBCT-scans and digital models. *Orthod Craniofac Res*, 14(4), 222-233. <https://doi.org/DOI: 10.1111/j.1601-6343.2011.01527.x>
- Cattaneo, P. M., Salih, R. A., & Melsen, B. (2013). Labio-lingual root control of lower anterior teeth and canines obtained by active and passive self-ligating brackets. *Angle Orthod*, 83(4), 691-697. <https://doi.org/10.2319/071212-575.1>
- Chen, S. S.-H., Greenlee, G. M., Kim, J.-E., Smith, C. L., & Huang, G. J. (2010). Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137(6), 726. e721-726. e718. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.11.009>
- Choi, J.-Y., Park, J. J., Park, K.-H., Park, Y.-G., & Park, J. H. (2022). Torque and vertical control of maxillary incisors for an esthetic smile using TSADs implanted in various areas: biomechanical considerations. *Semin Orthod*,

- Cook, R. D., Malkus, D. S., Plesha, M. E., & Witt, R. J. (1984). *Concepts and Applications of Finite Element Analysis*. Wiley.
- Dalstra, M., Eriksen, H., Bergamini, C., & Melsen, B. (2015). Actual versus theoretical torsional play in conventional and self-ligating bracket systems. *J. Orthod*, 42(2), 103-113. <https://doi.org/10.1179/1465313314y.0000000126>
- Damon, D. H. (1998). The Damon low-friction Bracket; a Biologically Compatible Straight-wire System. *J Clin Orthod*, 32, 670–680.
- Dedeoğlu, M., & Özsoy, Ö. P. (2023). Comparison of Pain levels on patients undergoing fixed Orthodontic Treatment with 2 different self-ligating Bracket systems. *Turk J Orthod*, 36(4), 239. <https://doi.org/10.4274/TurkJOrthod.2023.2022.128>
- Deshpande, A., Srinivas, N., Kumar, K. K., & Mapare, S. (2012). Comparison of Opal self-ligating brackets with manually ligating brackets. *J Contemp Dent Pract*, 13(4), 494-503. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1175>
- DiBiase, A. T., Nasr, I. H., Scott, P., & Cobourne, M. T. (2011). Duration of treatment and occlusal outcome using Damon3 self-ligated and conventional orthodontic bracket systems in extraction patients: a prospective randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(2), e111-e116. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2010.07.020>
- Ehsani, S., Mandich, M.-A., El-Bialy, T. H., & Flores-Mir, C. (2009). Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets: a systematic review. *Angle Orthod*, 79(3), 592-601. <https://doi.org/10.2319/060208-288.1>
- Faizee, K. S. H., Thomas, S., & Krishnaswamy, N. R. (2011). Frictional characteristics of active and passive self-ligation bracket systems: an in vitro study. *J Indian Orthod Soc*, 45(4), 154-159.
- Fansa, M., Keilig, L., Reimann, S., Jäger, A., & Bourauel, C. (2009). The leveling effectiveness of self-ligating and conventional brackets for complex tooth malalignments. *J Orofac Orthop*, 70(4), 285-296. <https://doi.org/10.1007/s00056-009-9916-z>
- Fischer-Brandies, H., Orthuber, W., Es-Souni, M., & Meyer, S. (2000). Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. *J Orofac Orthop*, 61(4), 258-265. <https://doi.org/10.1007/s000560050011>
- Fleming, P. S., & Johal, A. (2010). Self-ligating brackets in orthodontics. *Angle Orthod*, 80(3), 575-584. <https://doi.org/10.2319/081009-454.1>
- Franco, É. M. F., Valarelli, F. P., Fernandes, J. B., Cançado, R. H., & Freitas, K. M. S. d. (2015). Comparative study of torque expression among active and passive self-ligating and conventional brackets. *Dental Press J Orthod*, 20(6), 68-74. <https://doi.org/10.1590/2177-6709.20.6.068-074.oar>
- Gaikwad, S. S., Deshpande, A., Doshi, S. S., Mhatre, A., & Sonawane, M. (2012). An in vivo Study Comparing the Characteristics of Esthetic, Self-ligating and Metallic Brackets. *J Contemp Dent Pract*, 2(3), 73-77. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10031-1015>
- Garino, F., & Favero, L. (2003). Control of tooth movements with the Speed system. *Prog Orthod*, 4(1), 23-30. <https://doi.org/10.1034/j.1600-9975.2002.02032.x>
- Gere, J. M., & Timoshenko, S. (1997). *Mechanics of Materials*. ed.
- Germane, N., Bentley Jr, B. E., & Isaacson, R. J. (1989). Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96(4), 312-319. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(89\)90350-8](https://doi.org/10.1016/0889-5406(89)90350-8)
- Graber, T. M. a. V., Robert L. (1994). *Orthodontics: Current Principles and Techniques* (2nd ed.). Mosby.

- Graber, T. M. V., R. L.; Vig, K. W. L.; Huang, G. J. (2017). *Orthodontics: Current Principles and Techniques* (T. M. V. Graber, R. L.; Vig, K. W. L.; Huang, G. J., Ed. 6th Edition ed.). Elsevier Mosby.
- Gurgel, J. A., RM Pinzan-Vercelino, C., & Powers, J. M. (2011). Mechanical properties of beta-titanium wires. *Angle Orthod*, 81(3), 478-483. <https://doi.org/10.2319/070510-379.1>
- Hain, M., Dhoptkar, A., & Rock, P. (2006). A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130(5), 666-670. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.04.021>
- Harikrishnan, P., Magesh, V., Ajayan, A. M., & JebaSingh, D. K. (2020). Finite element analysis of torque induced orthodontic bracket slot deformation in various bracket-archwire contact assembly. *Comput Methods Programs Biomed*, 197, 105748. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105748>
- Harradine, N. (2003). Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod*, 30(3), 262-273. <https://doi.org/10.1093/ortho/30.3.262>
- Harradine, N. (2008). The history and development of self-ligating brackets. *Semin Orthod*, 14(1), 5-18. <https://doi.org/DOI:10.1016/j.sodo.2007.12.003>
- Harradine, N. W. (2001). Self-ligating brackets and treatment efficiency. *J Clin Orthod*, 4(4), 220-227. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0544.2001.40406.x>
- Harradine, N. W., & Birnie, D. J. (1996). The clinical use of Activa self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 109(3), 319-328. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(96\)70155-5](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(96)70155-5)
- Harsha, S. B., Riyaz, K., Manjappa, L. S., Talwar, A., Ravuru, D., Mogaveera, N. K. N., Gupta, S., & Mogaveera, N. K. N. (2024). Comparative Analysis of Displacements and Stress Produced by Square and Rectangular Bracket Slot With Incremental Torque: A Finite Element Analysis Study. *Cureus*, 16(10). <https://doi.org/10.7759/cureus.71528>
- Henry Schein Orthodontics. (2024). *Carriere SLX 3D Bracket System*. Henry Schein Orthodontics. Retrieved 03 Aralık 2025 from <https://henryscheinortho.com/brands-and-products/slx-3d/>
- Huang, Y., Keilig, L., Rahimi, A., Reimann, S., & Bourauel, C. (2012). Torque capabilities of self-ligating and conventional brackets under the effect of bracket width and free wire length. *Orthod Craniofac Res*, 15(4), 255-262. <https://doi.org/10.1111/j.1601-6343.2012.01553.x>
- Huang, Y., Keilig, L., Rahimi, A., Reimann, S., Eliades, T., Jäger, A., & Bourauel, C. (2009). Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136(5), 638-643. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.04.018>
- Jahanbin, A., Hasanzadeh, N., Khaki, S., & Shafaei, H. (2019). Comparison of self-ligating Damon3 and conventional MBT brackets regarding alignment efficiency and pain experience: A randomized clinical trial. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 13(4), 281. <https://doi.org/10.15171/joddd.2019.043>
- Jian, F., Lai, W., Furness, S., McIntyre, G. T., Millett, D. T., Hickman, J., & Wang, Y. (2013). Initial arch wires for tooth alignment during orthodontic treatment with fixed appliances. *Cochrane Database Syst Rev*(4). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD007859.pub3>
- Kanjanaouthai, A., Mahatumarat, K., Techalerpaisarn, P., & Versluis, A. (2012). Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress. *Angle Orthod*, 82(5), 812-819. <https://doi.org/10.2319/100611-627.1>
- Kannan, M., Murali, R., Kishorekumar, S., Gnanashanmugam, K., & Jayanth, V. (2015). Comparison of frictional resistance of esthetic and semi-esthetic self-ligating brackets. *J Pharm Bioallied Sci*, 7(Suppl 1), S116-S120. <https://doi.org/10.4103/0975-7406.155852>

- Keim, R. G., Gottlieb, E. L., Nelson, A. H., & Vogels, D. S. (2008). 2008 JCO Orthodontic Practice Study, Part 1: Trends. *J Clin Orthod*, 42(11), 625–640.
- Khatri, J., Vispute, S., Kolhe, V., Sawant, S., & Salve, R. (2020). Ligation ties in orthodontics. *Int J Orthod Rehabil*, 11(4), 193-193. https://doi.org/10.4103/ijor.ijor_15_20
- Kotha, R. S., Alla, R. K., Shammash, M., & Ravi, R. K. (2014). An overview of orthodontic wires. *Trends Biomater Artif Organs*, 28(1), 32-36. https://doi.org/10.4103/ijor.ijor_15_20
- Liang, W., Rong, Q., Lin, J., & Xu, B. (2009). Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(3), 316-322. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.03.039>
- Lucchese, A., Manuelli, M., Albertini, P., & Ghislanzoni, L. H. (2019). Transverse and torque dental changes after passive self-ligating fixed therapy: A two-year follow-up study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 156(1), 94-103. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2018.08.019>
- McLaughlin, R. P., Bennett, J. C., & Trevisi, H. J. (2001). *Systemized Orthodontic Treatment Mechanics*. Mosby.
- Meling, T. R., Ødegaard, J., & Seqner, D. (1998). On bracket slot height: a methodologic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 113(4), 387-393. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(98\)80009-7](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(98)80009-7)
- Meyer, M., & Nelson, G. (1978). Preadjusted edgewise appliances: theory and practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 73(5), 485-498. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(78\)90239-7](https://doi.org/10.1016/0002-9416(78)90239-7)
- Miethke, R. (1997). Third order tooth movements with straight wire appliances. Influence of vestibular tooth crown morphology in the vertical plane. *J Orofac Orthop*, 58(4), 186-197. <https://doi.org/10.1007/BF02679959>
- Mittal, M., Thiruvengatachari, B., Sandler, P. J., & Benson, P. E. (2015). A three-dimensional comparison of torque achieved with a preadjusted edgewise appliance using a Roth or MBT prescription. *Angle Orthod*, 85(2), 292-297. [https://doi.org/DOI:10.1016/s0889-5406\(99\)70246-5](https://doi.org/DOI:10.1016/s0889-5406(99)70246-5)
- Morina, E., Eliades, T., Pandis, N., Jäger, A., & Bourauel, C. (2008). Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod*, 30(3), 233-238. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjn005>
- Mundhada, V. V., Jadhav, V. V., Reche, A., & Jadhav Sr, V. V. (2023). A review on orthodontic brackets and their application in clinical orthodontics. *Cureus*, 15(10). <https://doi.org/10.7759/cureus.46615>
- Nojima, L. I., Araújo, A. S., & Alves, M. (2015). Indirect orthodontic bonding-a modified technique for improved efficiency and precision. *Dental Press J Orthod*, 20(3), 109-117. <https://doi.org/10.1590/2176-9451.20.3.109-117.sar>
- Ormco. (2023). *Damon Ultima System*. 15 Ekim <https://ormco.com/en-us/blog/damon-ultima-system-advanced-efficiency-and-precision>
- Ormco. (2025). *Damon Ultima System*. Ormco. 03 Aralık 2025 <https://ormco.com/en-us/damon-ultima>
- Pandis, N., Polychronopoulou, A., & Eliades, T. (2007). Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: a prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132(2), 208-215. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.01.030>
- Pandis, N., Polychronopoulou, A., & Eliades, T. (2010). Active or passive self-ligating brackets? A randomized controlled trial of comparative efficiency in resolving maxillary anterior

- crowding in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137(1), 12. e11-12. e16. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.08.019>
- Pandis, N., Strigou, S., & Eliades, T. (2006). Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthod Craniofac Res*, 9(4), 193-198. <https://doi.org/10.1111/j.1601-6343.2006.00375.x>
- Papageorgiou, N. S., Sifakakis, I., Keilig, L., Patcas, R., Affolter, S., Eliades, T., & Bourauel, C. (2017). Torque differences according to tooth morphology and bracket placement: a finite element study. *Prog Orthod*, 39(4), 411-418. <https://doi.org/10.1186/s40510-017-0161-5>
- Phaphriya, D., Chauhse, A., Chaudhary, A., Kallury, A., Shrivastava, T., & Ali, S. A. (2018). Self ligating brackets: an evolving system. *J Appl Dent Med Sci*, 4, 1.
- Pitts21 PRO Self-Ligating Bracket System*. (2025). OC Orthodontics. Retrieved 03 December 2025 from <https://www.oc-orthodontics.com/pitts21pro>
- Pitts, T. (2009). Begin with the end in mind: Bracket placement and early elastics protocols for smile arc protection. *Clin Impressions*, 17(1), 1-11.
- Pitts, T. R. (2017). Bracket positioning for smile arc protection. *J Clin Orthod*, 51(3), 142-156.
- Pizzoni, L., Ravnholt, G., & Melsen, B. (1998). Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod*, 20(3), 283-291. <https://doi.org/10.1093/ejo/20.3.283>
- Pour, R. D., Papageorgiou, S. N., Safi, S., Eble, O.-S., Jäger, A., & Gözl, L. (2023). Clinical implementation of axial angulation of incisors in the course of routine fixed appliance treatment—a retrospective cohort study. *Clin Oral Investig*, 27(2), 659-669.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., Larson, B. E., & Sarver, D. M. (2018). *Contemporary Orthodontics* (6th ed. ed.). Elsevier.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., & Sarver, D. M. (2007). *Contemporary Orthodontics*. Mosby Elsevier.
- Reicheneder, C., Baumert, U., Gedrange, T., Proff, P., Faltermeier, A., & Muessig, D. (2007). Frictional properties of aesthetic brackets. *Eur J Orthod*, 29(4), 359-365. <https://doi.org/10.1093/ejo/20.3.283>
- Ren, X., Li, J., Zhao, Y., Li, H., & Lei, L. (2020). Torque expression by active and passive self-ligating brackets in patients with four premolar extractions: a retrospective study. *Orthod Craniofac Res*, 23(4), 509-516. <https://doi.org/10.1111/ocr.12403>
- Rinchuse, D. J., & Miles, P. G. (2007). Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132(2), 216-222. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.06.018>
- Roth, R. H. (1981). Functional occlusion for the orthodontist. *J Clin Orthod*, 15(1), 32.
- Saraiva, P. C., Cruz, M. H., Medeiros, I. S., Bozelli, J. V., Neto, J. R., & de Paiva, J. B. (2024). 10.1016/j.ortho.2024.100866. *Int Orthod*, 22(2), 100866.
- Sardarian, A., Danaei, S. M., Shahidi, S., Boushehri, S. G., & Geramy, A. (2014). The effect of vertical bracket positioning on torque and the resultant stress in the periodontal ligament—a finite element study. *Prog Orthod*, 15(1), 50. <https://doi.org/10.1186/s40510-014-0050-0>
- Sarver, D. M. (2001). The importance of incisor positioning in the esthetic smile: the smile arc. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 120(2), 98-111. <https://doi.org/10.1067/mod.2001.114301>
- Sarver, D. M., & Ackerman, M. B. (2003). Dynamic smile visualization and quantification: Part 2. Smile analysis and treatment strategies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124(2), 116-127. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(03\)00307-x](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(03)00307-x)

- Satapathy, R. K., Verma, S., Sowmya, J., & Chitra, P. (2024). Torque moments and stress analysis in two passive self-ligating brackets across different incisor inclinations: A 3-dimensional finite element study. *J Oral Biol Craniofac Res*, 14(5), 487-493. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2024.06.002>
- Savoldi, F., Sangalli, L., Ghislanzoni, L. T. H., Dalessandri, D., Gu, M., Mandelli, G., & Paganelli, C. (2022). 10.4041/kjod22.009. *KOREAN J ORTHOD*, 52(6), 387-398.
- Sfondrini, M. F., Gandini, P., Castroflorio, T., Garino, F., Mergati, L., D'Anca, K., Trovati, F., & Scribante, A. (2018). Buccolingual inclination control of upper central incisors of aligners: a comparison with conventional and self-ligating brackets. *Biomed Res Int*, 2018(1), 9341821. <https://doi.org/10.1155/2018/9341821>
- Sfondrini, M. F., Xheka, E., Scribante, A., Gandini, P., & Sfondrini, G. (2012). Reconditioning of self-ligating brackets. *Angle Orthod*, 82(1), 158-164. <https://doi.org/10.2319/033011-227.1>
- Shima, Y., Takemoto, K., Koyama, A., Uo, M., & Ono, T. (2020). Comparative evaluation of square and rectangular slot three-point play behavior. *Dent Mater J*, 39(5), 735-741. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-183>
- Shivapuja, P. K., & Berger, J. (1994). A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 106(5), 472-480. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(94\)70069-9](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(94)70069-9)
- Sims, A., Waters, N., Birnie, D., & Pethybridge, R. (1993). A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod*, 15(5), 377-385. <https://doi.org/10.1093/ejo/15.5.377>
- Siva, S., Kishore, S., & Dhanapal, S. (2022). The Value of Self-Ligating Brackets. *Curr Trends Orthod*, 195. <https://doi.org/10.5772/intechopen>
- Singh, V., Pokharel, P., Pariekh, K., Roy, D., Singla, A., & Biswas, K. (2012). Elastics in orthodontics: a review. *Health Renaissance*, 10(1), 49-56. <https://doi.org/10.3126/hren.v10i1.6008>
- [.100536](https://doi.org/10.100536)
- Siva, S. K., Shreya; Dhanapal, Suganya; Ravi, Janani; Suresh, Chandhini. (2021). The Value of Self-Ligating Brackets in Orthodontics: About the Damon Protocol. In S. A. Manipal, P. (Ed.), *Curr Trends Orthod* (pp. 17-20). IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.100536>
- Smith, R. J., & Burstone, C. J. (1984). Mechanics of tooth movement. *Am J orthod*, 85(4), 294-307. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(84\)90187-8](https://doi.org/10.1016/0002-9416(84)90187-8)
- Soldati, D. C., Silva, R. C., Oliveira, A. S., Kaizer, M. R., & Moraes, R. R. (2013). Color stability of five orthodontic clear elastic ligatures. *Orthodontics (Chic.)*, 14(1). <https://doi.org/DOI:10.11607/ortho.892>
- Stefanos, S., Secchi, A. G., Coby, G., Tanna, N., & Mante, F. K. (2010). Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 138(4), 463-467. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.11.029>
- Stolzenberg, J. (1935). The Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Child*, 21(9), 837-840. [https://doi.org/10.1016/0096-6347\(46\)90086-5](https://doi.org/10.1016/0096-6347(46)90086-5)
- Taloumis, L. J., Smith, T. M., Hondrum, S. O., & Lorton, L. (1997). Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 111(1), 1-11. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(97\)70295-6](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(97)70295-6)
- Tecco, S., Di Iorio, D., Cordasco, G., Verrocchi, I., & Festa, F. (2007). An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod*, 29(4), 390-397. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjm007>

- Thickett, E., Taylor, N. G., & Hodge, T. (2007). Choosing a pre-adjusted orthodontic appliance prescription for anterior teeth. *Dental Press J Orthod*, 34(2), 95-100. <https://doi.org/10.1179/146531207225021996>
- Thomas, S., Sherriff, M., & Birnie, D. (1998). A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod*, 20(5), 589-596. <https://doi.org/10.1093/ejo/20.5.589>
- Thomas, V., Dol, G., Tannouri, Z., François, O., Nicolas, E., Soulier-Peigue, D., & El Helou, M. (2024). Exploring bracket torque expression: A comparative in vitro study of new self-ligating bracket designs and archwire geometries. *Int Orthod*, 22(4), 100922. <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2024.100922>
- Thorstenson, G. A., & Kusy, R. P. (2002). Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 121(5), 472-482. <https://doi.org/10.1067/mod.2002.121562>
- Thurrow, R. C. (1982). *Edgewise Orthodontics* (4th ed. ed.). C.V. Mosby Company.
- Thushar, B. K., Mathur, A. K., Diddige, R., Verma, S., & Chitra, P. (2022). Torque comparison between two passive self-ligating brackets with respect to interbracket wire dimensions and types: a finite element analysis. *J Indian Orthod Soc*, 56(2), 164-170.
- Vajaria, R., BeGole, E., Kusnoto, B., Galang, M. T., & Obrez, A. (2011). Evaluation of incisor position and dental transverse dimensional changes using the Damon system. *Angle Orthod*, 81(4), 647-652. <https://doi.org/10.2319/071910-420.1>
- Van Loenen, M., Degrieck, J., De Pauw, G., & Dermaut, L. (2005). Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod*, 27(3), 258-262. <https://doi.org/10.1093/ejo/eji007>
- Voudouris, J. C., Schismenos, C., Lackovic, K., & Kuftinec, M. M. (2010). Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. *Angle Orthod*, 80(1), 188-194. <https://doi.org/10.2319/110608-565.1>
- Wahl, N. (2005). Orthodontics in 3 millennia. Chapter 1: Antiquity to the mid-19th century. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127(2), 255-259. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.11.013>
- Wichelhaus, A., Mehnert, A., Stocker, T., Baumert, U., Mertmann, M., Sabbagh, H., & Seidel, C. L. (2023). Thermal programming of commercially available orthodontic NiTi archwires. *Materials*, 16(10), 3683.
- Wu, J.-l., Liu, Y.-f., Peng, W., Dong, H.-y., & Zhang, J.-x. (2018). A biomechanical case study on the optimal orthodontic force on the maxillary canine tooth based on finite element analysis. *J. Zhejiang Univ. Sci. B*, 19(7), 535-546. <https://doi.org/10.1631/jzus.B1700195>
- Yang, C., Wang, C., Deng, F., & Fan, Y. (2015). Biomechanical effects of corticotomy approaches on dentoalveolar structures during canine retraction: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 148(3), 457-465. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.03.032>
- Yılmaz, S., Mogul, E. A., & Halicioğlu, K. (2025). Evaluation of the effect of reverse curved spee Ni-Ti wires with different depths in MBT and Roth brackets on mandibular teeth during leveling and alignment using finite element analysis. *BMC Oral Health*, 25(1), 496. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-05909-3>
- Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., & Zhu, J. Z. (2005). *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals* (6th ed.). Elsevier.
- Zreagat, M., & Hassan, R. (2012). Self-ligating brackets: An overview. *J Orthod Sci*, 1(2), 37-46. <https://doi.org/10.4103/2278-0203.105881>